

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2014

Eva Gavronová

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského
inženýrství

Analýza vlivu umístění elektrod při měření
Frankovými svody
Analysis of the Influence of Electrode
Placement in Measuring the Frank Leads

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Eva Gavronová**
Studijní program: **N2649 Elektrotechnika**
Studijní obor: **3901T009 Biomedicínské inženýrství**
Téma: **Analýza vlivu umístění elektrod při měření Frankovými svody**
Analysis of the Influence of Electrode Placement in Measuring the Frank Leads

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s měřením elektrické aktivity srdce.
2. Seznámení se s zpracováním elektrokardiografických záznamů.
3. Seznámení se s měřením a zpracováním Frankova svodového systému.
4. Zpracování vektokardiografických svodů
5. Návrh a realizace experimentů pro měření elektrokardiografického záznamu za účelem zjištění vlivu umístění elektrod.
6. Provedení testů na reálných záznamech a zpracování výsledků.
7. Vyhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KHAN, Gabriel M. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vyd. Překlad František KÖLBEL. Praha: Grada, 2005. 348 s. ISBN 80-247-0910-4.
- [2] KAUTZNER, Josef. Technické provedení srdeční resynchronizační terapie. *Kardiologická revue – mimořádné vydání*. 2004, č. 0, s. 18–21. ISSN 1212-4540.
- [3] PROCHÁZKA, Aleš a Eva HOŠŤÁLKOVÁ. Zpracování biomedicínských signálů a obrazů pomocí wavelet transformace. *Automatizace*. červen 2007, roč. 50, č. 6, s. 397–401. ISSN 0005-125X.
- [4] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. 2. upravené vyd. Praha: Grada, 2004. 692 s. ISBN/EAN 80-247-1132-X / 9788024711324.


Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí diplomové práce: **Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2014




doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry


prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem veškerou odbornou literaturu a prameny, ze kterých jsem čerpala.

Datum odevzdání diplomové práce:

18. 7. 2014 Jaromíra

Poděkování

Děkuji tímto Ing. Marku Penhakerovi Ph.D. za rady při vypracování diplomové práce. Děkuji také Ing. Michalu Voždovi za cenné připomínky a poskytnuté zázemí spojené s realizací práce. V neposlední řadě děkuji své rodině, především mamince Ireně Gavronové za podporu po celou dobu studia.

Abstrakt

Tématem diplomové práce je analýza vlivu umístění elektrod při měření Frankovými svody. Pro správné pochopení problematiky měření vektorkardiogramu byla nejprve zpracována teorie elektrokardiogramu, vysvětleny závislosti obou křivek a vzájemné přepočty. Pro měření byla realizována Frankova odporová síť, zaznamenány data a transformovány programovou aplikací v MATLABU do výsledné podoby. Tato data byla dále na základě známých studií a konzultací graficky vyhodnocena.

Klíčová slova

Srdce, EKG, VKG, Frankův svodový systém, VKG smyčky, elektroda, posun, rovina.

Abstract

The topic of the thesis is analysis of the influence of electrode placement in measuring the Frank leads. To properly understand of problem with measurement of vectorcardiogram was elaborated the theory of the electrocardiogram, there were explained the dependence of both curves and conversion to each other. For the measurement, it was implemented Frank resistance network, recorded data and they were transformed via the software application in MATLAB to the final form. These data were further based on known studies and consultations graphically evaluated.

Key words

Heart, ECG, VCG, Frank leads system, VCG loop, electrode, shift, plane.

Seznam použitých symbolů a zkratek

AIM	akutní infarkt myokardu
AV	atrioventrikulární (uzel, blokáda)
EKG	elektrokardiogram
EVS	elektrický vektor srdeční
DWT	diskrétní wavelet transformace
HR	hodinové ručičky
CHOPN	chronická obstruktivní plicní nemoc
IM	infarkt myokardu
KES	komorové předčasné stahy
LVH	hypertrofie levé komory
SA	sinoatriální (uzel, blokáda)
VKG	vektorkardiografie
VKM	vektorkardiogram
WPW	Wolffův-Parkinsonův-Whiteův (syndrom)
WT	wavelet transformace

Obsah

Úvod.....	1
1 Seznámení se s měřením elektrické aktivity srdce	2
1.1. Srdce jako celek	2
1.2 Srdeční buňky.....	3
1.2.1 Buňky pacemakerové (vzruchotvorné)	3
1.2.2 Buňky převodního systému	3
1.2.3. Buňky myokardiální (myocyty)	3
1.3 Činnost srdce.....	3
1.3.1 Fyziologická činnost srdce	3
1.3.2 Elektrická činnost srdce	4
1.4 Měření elektrické aktivity srdce	4
1.4.1 Bipolární končetinové svody podle Einthovena.....	4
1.4.2 Unipolární končetinové svody podle Goldberga.....	5
1.4.3 Unipolární hrudní svody podle Wilsona	5
2 Seznámení se se zpracováním elektrokardiografických záznamů.....	6
2.1 Elektrokardiogram.....	6
2.2 Popis elementů normálního EKG.....	6
2.3 Zpracování EKG záznamu	7
2.3.1 Zjištění rytmu a srdeční frekvenci.....	7
2.3.2 Zjištění intervalů pro identifikaci bloků.....	7
2.3.3 Zjištění nespecifického prodloužení nitrokomorového vedení	7
2.3.4 Zjištění změn úseku ST	7
2.3.5 Přítomnost patologických kmitů Q.....	7
2.3.6 Patologie vlny P	8
2.3.6 Patologie vlny T a vlny U	8
2.3.7 Sklon elektrické srdeční osy.....	8
2.4 Arytmie	8
2.5 Rozdělení arytmií podle srdeční frekvence	8
2.5.1 Bradyarytmie	8
2.5.2 Tachyarytmie.....	9
2.5.3 Extrasystoly	9
2.6 Rozdělení arytmií podle mechanismu vzniku	10
2.6.1 Poruchy vzniku vzruchu.....	10
2.6.2 Poruchy vedení vzruchu	10
2.6.2.1 SA blokády.....	10

2.6.2.2. AV blokády	10
3 Seznámení se s měřením a zpracováním Frankova svodového systému.....	11
3.1 Elektrický vektor srdce.....	11
3.2 Vektorkardiografie	12
3.2.1 Nekorigované ortogonální svody	13
3.2.2 Korigované ortogonální svody	13
3.3 Frankův svodový systém.....	14
3.3.1 Svodové vektory.....	14
3.3.2 Matice svodů	14
3.4 Vektorkardiogram	15
3.4.1 Vektorkardiogram předsíní.....	16
3.4.2 Vektorkardiogram komor.....	16
3.4.2.1 Aktivace komor	16
3.4.2.2 Repolarizace komor.....	16
4 Zpracování vektokardiografických svodů.....	17
4.1 Přístrojová technika.....	17
4.1.1 iE 12 A	17
4.1.2 iE 15	17
4.1.3 ECG – 1230.....	18
4.1.4 MAC 5500.....	18
4.2 Metody analýzy a zpracování.....	18
4.2.1 Přepočet EKG signálu na VKG zobrazení	18
4.2.2 Zpracování signálu pomocí wavelet transformace	20
5 Návrh a realizace experimentů pro měření elektrokardiografického záznamu za účelem zjištění vlivu umístění elektrod.....	22
5.1 Návrh měření.....	22
5.1.1 Správné rozmístění elektrod.....	22
5.1.2 Definování rovin	22
5.1.3 Stanovení změny rozmístění elektrod	23
5.1.3.1 Elektroda H	23
5.1.3.2 Elektroda F	23
5.1.2.3 Rovina C, A, I, E, M	23
5.1.2.4 Elektroda C.....	24
5.2 Realizace měřicího řetězce.....	24
5.2.1 Měřený objekt	24
5.2.2 Odporová síť	24

5.2.3 Biozesilovač	26
5.2.4 PC	26
5.3 Programová aplikace EKG do VKG	27
6 Provedení testů na reálných záznamech a zpracování výsledků	28
6.1 Testovaná osoba	28
6.1 Zpracování výstupních dat	28
6.2 Měření při správném rozmístění všech elektrod	28
6.3 Elektroda H	33
6.3.1 Posun 1cm nahoru a dolů	33
6.3.2 Posun 1 cm vlevo a vpravo	34
6.3.3 Posun 2 cm vlevo a vpravo	35
6.4 Elektroda F	36
6.4.1 Posun 1 cm nahoru a dolů	36
6.4.2 Posun 2 cm nahoru a dolů	37
6.5 Rovina C, A, I, E, M	38
6.5.1 Posun 1 cm nahoru a dolů	38
6.5.3 Posun 2 cm nahoru a dolů	39
6.6 Elektroda C	40
6.6.1 Posun 1 cm nahoru a dolů	40
6.6.1 Posun 2 cm nahoru a dolů	41
6.6.2 Posun 15° vlevo a vpravo	42
7 Vyhodnocení dosažených výsledků	44
7. 1. Elektroda H	44
7.1.1 Posun 1 cm nahoru a dolů	44
7.1.2 Posun 1 cm vlevo a vpravo	45
7.1.2 Posun 2 cm vlevo a vpravo	45
7. 2. Elektroda F	47
7.2.1 Posun 1 cm nahoru a dolů	47
7.2.2 Posun 2 cm nahoru a dolů	47
7.3 Rovina C, A, I, E, M	49
7.3.1 Posun 1 cm nahoru a dolů	49
7.3.2 Posun 2 cm nahoru a dolů	50
7.4 Elektroda C	52
7.4.1 Posun 1 cm nahoru a dolů	52
7.4.2 Posun 2 cm nahoru a dolů	52
7.4.3 Posun 15° vlevo a vpravo	53

Závěr	55
Literatura	56

Úvod

Elektrická činnost srdce je přirozenou biologickou vlastností srdečních buněk a elektrokardiogram je záznam této aktivity srdce, podle jehož abnormalit lze diagnostikovat srdeční onemocnění. Elektrickou aktivitu srdce měříme pomocí svodové techniky, kde se kompletní EKG záznam skládá z 12 svodů, které dělíme do tří skupin a ty jsou pojmenovány podle svých autorů. Každá srdeční buňka tvoří při průběhu akčního potenciálu dipól, což je vektor o daném rozměru i směru. Součtem všech buněčných vektorů v jednom časovém okamžiku vznikne vektor, který prezentuje celé srdce v daném časovém bodě a nazývá se elektrický vektor srdce.

Frankův svodový systém je založený na měření tří dipólových složek pomocí sedmi elektrod tak, aby došlo ke snížení chyby měření způsobené nehomogenitou vnitřního prostředí, umístěním srdce a tvarem hrudníku. Signály ze všech sedmi elektrod jsou vyvážené vhodnou odporovou sítí, takže dávají správné dipólové složky v různých mezích nezávislých na lokalizaci zdroje. Záznam elektrických projevů srdce z povrchu těla jinou formou než elektrokardiogram je vektorkardiogram. Vzhledem k tomu, že svodový systém je pravoúhlý, tudíž lépe odpovídá zobrazení elektrického srdečního pole v trojrozměrném prostoru.

Pro měření vektorkardiografie v současnosti nebyl prozatím vyvinut žádný samostatný přístroj. Měření VKG se provádí pomocí samostatných EKG přístrojů, ve kterých je zakomponovaný přepočít EKG na VKG.

Přepočít EKG na VKG můžeme zajistit několika způsoby. Mezi nejjednodušší patří realizace pomocí goniometrických funkcí s použitím tří Eithovenových svodů. Dalším způsobem přepočtu je použití Levkovy a Dowerovy transformace.

1 Seznámení se s měřením elektrické aktivity srdce

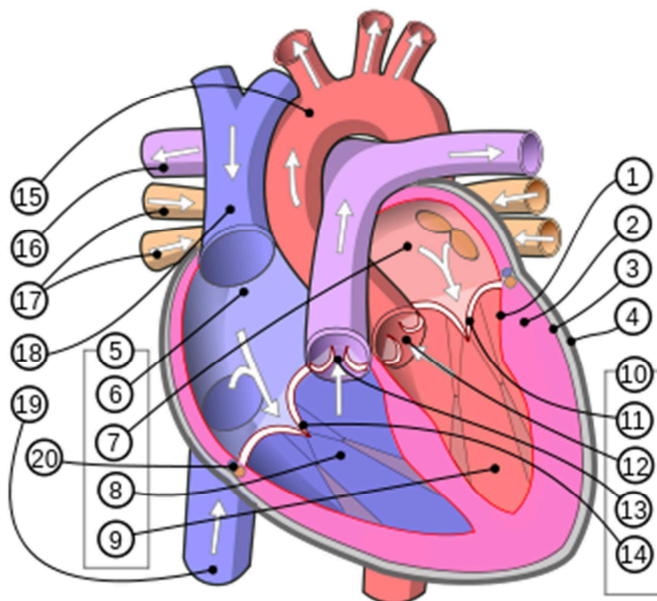
1.1. Srdce jako celek

Srdce je dutý svalový orgán uložený v osrdečníku (pericardiu). Stěnu srdeční tvoří endokard – tenká blána vystylající nitro srdce, myokard – svalová vrstva tvořená příčně pruhovanou svalovinou a epikard – povrchový povlak. Rozeznáváme u něj bázi srdeční (basis cordis), která je obrácená dozadu vzhůru a hrot srdeční (apex cordis) směřující dopředu dolů a doleva. V bázi jsou uloženy plicní žíly, do kterých vstupují velké žíly (horní a dolní dutá žíla). Hrot je zaobleného tvaru v komorové části srdce a z komor pak vychází hlavní tepny (aorta a plicnice). Srdce pohání pod tlakem krev v oběhu pomocí rytmického smršťování a ochabování, kde stahem rozumíme systolu a ochabnutím diastolu. Mechanickým zařízením, které zabraňuje zpětnému toku krve, jsou srdeční chlopně.

Převodní systém srdeční je soubor specializovaných částí myokardu, který vytváří vzruchy vedoucí ke kontrakci. Skládá se ze sinusového uzlu (nodus sinuatrialis), což je základní útvar udávající rytmus srdce, uložený ve stěně pravé srdeční plicní tepny. Dále z atrioventrikulárního síňokomorového uzlu (nodus atrioventricularis) uloženém v předstěnovém septu a Hisova svazku, který se dělí na dvě raménka. Tawarova raménka jdou komorovým septem až k bázím přilehlých svalů a odtud se dále větví na Purkyňova vlákna (rami subendocardiales), konečné větvení ramének převodního systému ve formě světlejších vláken, které vstupují do kontaktu s buňkami pracovního myokardu, do něhož se zanořují.

Srdce dospělého člověka má hmotnost 230 – 340 gramů a závisí především na věku a objemu srdeční svaloviny, který se zvětšuje podle množství a intenzity dlouhodobé svalové práce člověka.

[1], [2]



Obr. 1 Anatomická stavba srdce, 1 – endokard, 2 – myokard, 3 – epikard, 4 – perikard, 5 – srdeční dutiny, 6 – pravá plicní tepna, 7 – levá plicní tepna, 8 – pravá komora, 9 – levá komora, 10 – srdeční chlopně, 11 – mitrální chlopně, 12 – aortální chlopně, 13 – pulmonální chlopně, 14 – trikuspidální chlopně, 15 – oblouk aorty, 16 – pravá plicní tepna, 17 – plicní žíly, 18 – truncus pulmonalis, 19 – dolní dutá žíla, 20 – síňokomorové septum [9]

1.2 Srdeční buňky

Z elektrokardiografického hlediska můžeme brát složení srdce ze tří typů buněk.

1.2.1 Buňky pacemakerové (vzruchotvorné)

Jsou malé s délkou 5 – 10 μm a mají schopnost spontánně a opakovaně vytvářet srdeční depolarizaci a rychlost vývoje depolarizace v tomto typu buněk je dána přirozenou elektrickou vlastností a neurohumorálním systémem. Každá spontánní depolarizace slouží jako zdroj následné vlny depolarizací a zahajuje tak cyklus srdeční kontrakce a relaxace. Dominantní pacemakerové srdeční buňky jsou lokalizovány v proximální laterální oblasti pravé síně a nazývají se sinoatriální (SA) uzlem. Buňky vytvářejí vzruchy s frekvencí 60 – 100/min a závisí na aktivitě autonomního nervového systému a požadavcích organismu po zvýšení minutového objemu. [4]

1.2.2 Buňky převodního systému

Jedná se o dlouhá tenká vlákna, která jsou zaměřena na rychlé převádění elektrických vzruchů do vzdálených oblastí srdce. Začínají atrioventrikulárním (AV) uzlem, pokračují přes Bachmanův svazek (nejnápadnější vlákna v proximální části mezisíňové přepážky) do Tawarových ramének a končí Purkyňovými vlákny, jež jsou přímo propojená s buňkami myokardu komor. [4]

1.2.3. Buňky myokardiální (myocyty)

Zaujímají největší část srdeční tkáně, jejich velikost je úměrná velké pracovní zátěži při opakovaných kontrakcích a relaxacích, které zajišťují přísun krve k orgánům. Délka myocytů je 50 – 100 μm , obsahují vysoké množství proteinů aktinu a myosinu. Jejich kontrakce nastává, jakmile k nim dojde depolarizační vlna, pak do ní přestoupí kalciové ionty, které mají za následek aktivaci celého kontrakčního systému buňky. [4]

1.3 Činnost srdce

1.3.1 Fyziologická činnost srdce

Fyziologické děje vyvolávají periodické stahy srdeční svaloviny, jimiž je celý krevní oběh poháněn a udržován. Systolou označujeme stah srdeční svaloviny a diastolou následné uvolnění. Kontrakce vyvolávají postupné změny tlaku v srdečních oddílech a tím průtok krve z předsíní do komor a z komor do velkých tepen. Za systoly se plní obsah krve komor z předsíní, uzavrou se atrioventrikulární chlopně, otevřou se poloměsíčité chlopně a krev je vypuzena z komor do aorty a plicních tepen. Za diastoly se nejprve uzavrou poloměsíčité chlopně, pak se otevřou atrioventrikulární chlopně a krev plní předsíně a komory.

Frekvence srdeční činnosti je proměnlivá a záleží na fyzické námaze, věku a ovlivňují ji také nervové podněty. Klidová frekvence u dětí do 1 roku je 120 – 130 tepů/minutu, v dospělosti poklesne na hodnoty okolo 70 tepů/minutu a ve stáří dále klesá. Celý děj trvá 0,8 sekund při tepové frekvenci 75 tepů/minutu.

Uzavření chlopní je provázeno srdečními ozvami. U první srdeční ozvy dochází k uzavření atrioventrikulárních chlopní na začátku systoly komor a trvá okolo 0,15 s. U druhé srdeční ozvy dochází k uzavření poloměsíčitých chlopní po skončení systoly komor a doba trvání je okolo 0,12 s. Třetí srdeční ozva může být patrná u mladých lidí v první třetině diastoly, doba trvání je okolo 0,1 s a vzniká vibracemi proudu krve při plnění komory. [1]

1.3.2 Elektrická činnost srdce

Elektrická činnost je přirozenou biologickou vlastností srdečních buněk a elektrokardiogram (EKG) je záznam této aktivity srdce, podle jehož abnormalit lze diagnostikovat srdeční onemocnění.

Každému stahu srdce předchází elektrické podráždění, které začíná v SA uzlu, jejich elektrické aktivity se šíří síněmi, až dosáhnou AV uzlu. V SA uzlu nelze indikovat žádný stálý klidový potenciál, jaký registrujeme ve svalovině komor, proto spontánní depolarizace a repolarizace SA uzlu je jedinečným automatickým zdrojem impulsů, které aktivují síně a AV uzel. Poté jsou impulzy vedeny k Tawarovým raménkům a přes ně je aktivována svalovina komor.

Polarizace je děj, kdy jsou srdeční buňky v klidovém stavu. Znamená to, že vnitřek buněk je negativní a povrch pozitivní. Tato elektrická polarita se udržuje membránovými pumpami, které zajišťují vznik iontů potřebných k udržování elektronegativity vnitřku buňky. Ionty draslíku, sodíku, chloridů a vápníku prostupují buňkami iontovými kanálky na buněčné membráně.

Depolarizace je základní elektrický proces v srdci, kde buňky ztrácejí svou základní nitrobuňčnou negativitu. Působí-li na buňku vlna elektrického podráždění, tak ionty s negativním nábojem pronikají na povrch buňky a ty s pozitivním nábojem naopak dovnitř. Depolarizace postupuje z buňky na buňku v depolarizačních vlnách, které se šíří celým srdcem. Tato vlna představuje vlnu elektrického podráždění a tedy vedení elektrických vzruchů srdcem, které lze registrovat elektrodami umístěnými na povrchu těla.

Repolarizace je proces obnovování klidové polarity a logicky přichází s koncem depolarizace. Pozitivní ionty se nyní vracejí na povrch buňky a negativní putují do nitra. V této fázi zotavení se obnovuje elektrická rovnováha. Pohyb iontů sodíku a draslíku přes buněčnou membránu je důležitý pro vznik elektrické srdeční činnosti. Koncentrace sodíku je přibližně třicetkrát nižší uvnitř buňky, než na jejím povrchu a rozdíl potenciálu na buněčné membráně má hodnotu -90 mV . [3],[4]

1.4 Měření elektrické aktivity srdce

Elektrickou aktivitu srdce měříme pomocí svodové techniky, kde se kompletní EKG záznam skládá z 12 svodů, které dělíme do tří skupin a ty jsou pojmenovány podle svých autorů. Klasickou svodovou technikou se budeme zabývat pouze okrajově, vzhledem k zaměření práce na speciální svodovou techniku. Pro pochopení důležitosti správného umístění a vzdálenosti elektrod poslouží Obr. 2, na kterém vidíme, že tyto skutečnosti mají zásadní vliv na tvar a amplitudu EKG signálu. Na obrázku je zachyceno uspořádání elektrod v nepřerušném kruhu, v jehož středu je počátek depolarizační vlny. Směřuje-li vektor depolarizace k unipolární elektrodě, tak se registruje pozitivní výchylka a naopak směruje-li vektor depolarizace od elektrody, registruje se výchylka směřující dolů jako negativní.

V bodě C je zaregistrovaná maximální pozitivní výchylka vzhledem ke směru vektoru a mezi svody B a C nebo A a C se jedná také o pozitivní výchylku, ovšem nižší voltáže. Svody mezi místy D a A nebo D a B pak registrují negativní výchylky a spojnice mezi A a B neregistruje žádnou výchylku, protože je kolmá na směr elektrického vektoru. [3],[5]

1.4.1 Bipolární končetinové svody podle Einthovena

Elektrody jsou umístěny na obou horních a levé dolní končetině a je měřen rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami, čtvrtá zemnicí elektroda je umístěná na pravé končetině. Elektrody jsou značeny R – pravá ruka (červená), L – levá ruka (žlutá) a F – levá noha (zelená) a zemnicí elektroda – červená. Svody značíme I (mezi R a L), II (mezi R a F) a III (mezi L a F). [3]

1.4.2 Unipolární končetinové svody podle Goldberga

Napětí z končetinových elektrod se měří proti Wilsonově (ústřední) svorce V, která je spojená se všemi končetinami přes odpor $5\text{ k}\Omega$. Svody jsou označeny jako aVR (kladná svorka k pravé ruce), aVL (kladná svorka k levé ruce) a aVF (kladná svorka na levé noze). [2],[3]

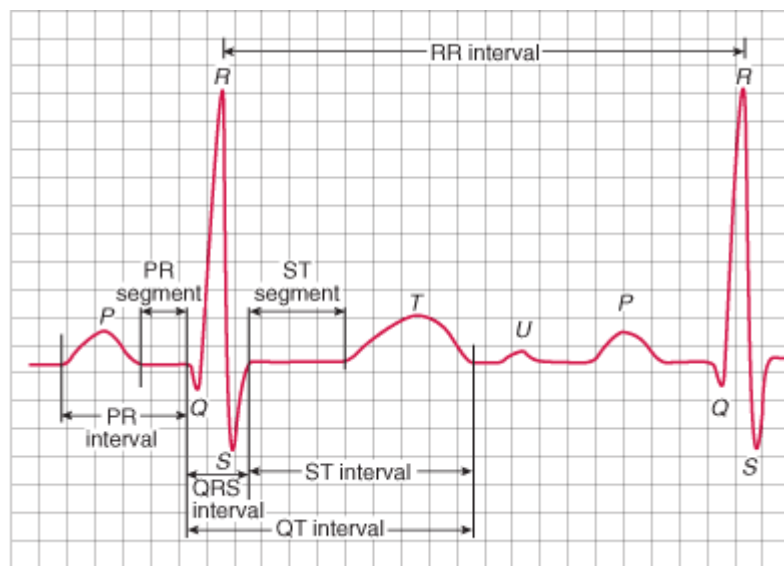
1.4.3 Unipolární hrudní svody podle Wilsona

Sledují elektrickou aktivitu srdce v horizontální rovině a umožňují tak prostorovou představu o srdečním elektrickém poli. Šest měřících elektrod je umístěno na hrudníku a napětí je měřeno proti Wilsonově svorce. Označení svodů je $V_1 - V_6$, kdy svody V_1 a V_2 jsou umístěny nad stěnou pravé komory, V_2 a V_3 leží blízko mezikomorové přepážky, V_4 a V_5 zaujímají přední plochu levé komory, z toho V_4 je blízko srdečního hrotu, svody V_5 a V_6 zaujímají místo nad anterolaterální stěnou levé komory. [2],[3]

2 Seznámení se se zpracováním elektrokardiografických záznamů

2.1 Elektrokardiogram

Je grafický záznam elektrické činnosti srdce zaznamenávaný elektrodami v určitých místech na povrchu těla. Na EKG rozeznáváme síňový a komorový komplex, kde každý z nich má depolarizační a repolarizační část a zachycujeme tři nápadné vlny a kmity (vlnu P, komplex kmitů QRS a vlnu T), dva časové intervaly (PR a délku QRS) a úsek ST. [3],[5]



Obr. 2 Elektrokardiografický záznam [6]

2.2 Popis elementů normálního EKG

Vlna P – je projevem depolarizace síní, kde první část vlny zachycuje elektrickou aktivitu pravé síně, střední část vzniká při dokončení aktivace pravé síně a počátku aktivace levé síně a závěrečná část je projevem průchodu kontrakce myokardem levé síně. Vlna P je první pozitivní výchylkou, jejíž výška je maximálně 0,25 mV a doba trvání nejdéle 0,11 s.

Interval PR - časový úsek, který potřebuje elektrický impulz od začátku depolarizace síní k začátku depolarizace komor. Je v něm zahrnuto zpoždění, které vzniká průnikem vzruchu AV uzlem, Hisovým svazkem a Purkyňovými vlákny. Tento interval je v rozmezí 0,12 – 0,20 s.

Segment PR – časový úsek od konce depolarizace síní k začátku depolarizací komor, je horizontální a probíhá ve stejné bazální linii, jaká je v úrovni začátku vlny P.

Komplex QRS – je obrazem postupu elektrické aktivace myokardu komor, kde kmit Q je první negativní kmit a vyjadřuje aktivitu septem komor, normálně nepřesahuje čtvrtinu výchylky kmitu R a trvá nejvýše 0,04 s. Kmit R je vždy pozitivní s normální výškou nejméně 0,6 mV, doba od začátku komorového komplexu k vrcholu kmitu R se označuje dobou trvání aktivace příslušné komory. Kmit S je vždy negativní a jeho šířka nepřesahuje 0,06 s. Trvání celého QRS komplexu nepřesahuje 0,10 – 0,11 s.

Segment ST – informuje o okamžiku, ve kterém jsou všechny části komor depolarizovány až k začátku repolarizace. Průběh segmentu ST může být ovlivněn časnou repolarizací.

Vlna T – široká vlna zaobleného tvaru, která je projevem repolarizace komor. Je vysoce citlivá

na různé vlivy, a proto bývá proměnlivého tvaru. Amplituda normální vlny T odpovídá jedné až dvěma třetinám odpovídajícího kmitu R.

Vlna U – následuje po vlně T a je patrná jen u některých jedinců. Má nízkou amplitudu a nejasný původ. [3],[4],[5]

2.3 Zpracování EKG záznamu

Na každém EKG záznamu je potřeba prohlédnout rytmus, frekvenci, vlny P, interval PR, komorový komplex QRS a jeho délku, úsek ST, vlny T, sklon elektrické srdeční osy, vlny U a délku intervalu QT. Po zhodnocení těchto parametrů můžeme stanovit, zda se jedná o normální EKG, EKG v mezích normy, hraniční EKG popřípadě patologické (abnormální) EKG. [3]

2.3.1 Zjištění rytmu a srdeční frekvenci

Pro zjištění sinusového rytmu nebo arytmie budeme vycházet ze svodů V_1 a II a svody V_1 a V_2 pak zajistí blok ramének. Není-li vlna P patrná ve svodu V_1 , tak bude prokreslenější ve svodu II. Identifikace P vlny zjistí sinusový, popřípadě patologicky rytmus. Je-li rytmus sinusový, jsou vzdálenosti RR identické, vlna P má pozitivní výchylku a vzdálenosti PP jsou shodné se vzdálenostmi RR. Pokud je však rytmus abnormální, zjišťujeme dále typ arytmie.

Srdeční frekvenci lze určit z intervalu RR nebo počtu QRS komplexů. [3]

2.3.2 Zjištění intervalů pro identifikaci bloků

Jedná se především o délku intervalu PR a dobu trvání komplexu QRS pro identifikaci bloků. V případě abnormální doby trvání PR ($PR > 0,2$ s) se diagnostikuje síňokomorový blok I. stupně a v případě abnormální šíře QRS komplexu ($QRS \geq 0,12$ s) je přítomen blok některého Tawarova raménka. [3]

2.3.3 Zjištění nespecifického prodloužení nitrokomorového vedení

Je-li délka QRS komplexu prodloužená nad normální hodnotu bez bloku Tawarových ramének může se jednat o nespecifické prodloužení intraventrikulárního vedení při syndromu Wolffově – Parkinsonově – Whiteově (WPW). Zjišťování přítomnosti WPW syndromu je podstatný pro identifikaci infarktu myokardu (IM). [3]

2.3.4 Zjištění změn úseku ST

Jedná se především o elevaci (zdvih) a depresi (pokles) segmentu ST, kdy elevace $ST \geq 1$ mm (0,1 mV) ve dvou a více sousedních svodech značí akutní infarkt myokardu (AIM). Podle toho, ve kterých svodech je elevace identifikována, se může jednat o akutní spodní IM (končetinové svody II, III a aVF), nebo akutní přední IM (hrudní svody $V_1 - V_6$). V případě deprese segmentu $ST \geq 1$ mm, ve dvou a více svodech, se jedná o AIM nebo ischemii. [3]

2.3.5 Přítomnost patologických kmitů Q

Abnormální kmit Q je u dospělých osob definovaný délkou trvání nad 40 ms. Ten, spolu s dříve popsány změnami úseku ST, svědčí o přítomnosti AIM. V hrudních svodech může být identifikován kmit R s nepřiměřeně malou amplitudou, nebo může úplně chybět, což svědčí

o přítomnosti AIM, technických artefaktech při nesprávném přiložení elektrod, hypertrofii levé komory (LVH) nebo chronické obstruktivní plicní nemoci (CHOPN). [3]

2.3.6 Patologie vlny P

Důležitý parametr pro možné zvětšení síní. Patologické změny vlny P při hypertrofii levé síně jsou šíře P vlny $\geq 0,12$ s ve svodech II, III a aVF, popřípadě zálomy patrné ve svodu II. A při hypertrofii pravé síně je P vlna vysoká a hrotnatá s výškou $\geq 2,5$ mm ve svodu II, III nebo aVF a její šíře je normální. [3]

2.3.6 Patologie vlny T a vlny U

U vlny T je patologická její negativita ve svodech I, II, $V_3 - V_6$. Inverze vlny T spojená s patologií segmentu ST svědčí jednoznačně o přítomnosti ischemie. Difuzní, hluboké inverze vln T bez elevací a depresí segmentu ST nedovolují jednoznačný závěr. Vysoké vlny T identifikují ischemie myokardu nebo AIM, hyperkalemii, přetížení levé komory nebo cerebrovaskulární příhody.

Příčiny vysoké amplitudy vln U (nad 1,5 mm) jsou například hypokalemie, hyperkalcemie, nitrolební krvácení nebo léčba chinidinem a digitálisovými glykosidy. Příčinou negativních vln jsou nejčastěji závažná arteriální hypertenze či tlaková nebo objemová zátěž. [3]

2.3.7 Sklon elektrické srdeční osy

Stanovení sklonu nevede k žádné specifické diagnóze, má však pomocnou úlohu k určení předního fascikulárního bloku, hypertrofie pravé komory (sklon osy doprava), komorové tachykardie (sklon osy doleva) a zadního fascikulárního bloku. [3]

2.4 Arytmie

Srdce má v klidu pravidelný rytmus 60 – 100 tepů za minutu a jakýkoliv jiný rytmus nazýváme arytmií. Frekvence vzruchů produkovaných automatickými buňkami je závislá na rychlosti vzestupu diastolického potenciálu, na aktuální úrovni klidového potenciálu a na úrovni kritického prahového potenciálu. Arytmie může představovat jakékoliv abnormální srdeční frekvence, pravidelnosti vzniku, místa vzniku vzruchu nebo jeho elektrického převodu v srdci. Mezi charakteristické projevy můžeme zařadit palpitace (vnímání vlastního srdečního tepu), závratě a synkopy nebo mdloby způsobené snížením minutového objemu při zhoršení přečerpávací funkce v srdci. Rychlé arytmie mohou zvýšit požadavky na kyslík a způsobit bolest na hrudi. U nemocných se srdeční chorobou vede náhlý začátek arytmie k srdečnímu selhání a občas může být prvním klinickým projevem arytmie také náhlá smrt. [4],[5]

2.5 Rozdělení arytmií podle srdeční frekvence

2.5.1 Bradyarytmie

Stav, kdy tepová frekvence je nižší než 60 tepů/minutu. Může být normální (u trénovaných atletů) nebo patologická (u nemocných v akutním stádiu IM). Řadíme zde sinusovou bradykardii, syndrom chorého sinu, syndrom karotického sinu a poruchy AV vedení. [4],[7]



Obr. 3 Sinusová brachykardie [4]

2.5.2 Tachyarytmie

Zvýšení frekvence srdečního rytmu nad 100 tepů/min. Nemusí se jednat o patologickou změnu, protože zvýšení tepové frekvence nastává se zvýšením námahy. U tachykardie je potřeba rozlišit zda je komplex štíhlý nebo rozšířený a zda je srdeční činnost pravidelná nebo nepravidelná.

Tachykardie se štíhlým komplexem QRS, jehož šíře je menší než 0,12 s a je nejčastěji diagnostikována při sinusovém rytmu ve svodech II, III, aVF a V₆. Mezi pravidelné tachykardie se štíhlým QRS komplexem řadíme sinusovou tachykardii, AV nodální reentry tachykardii, flutter síní, síňovou tachykardii a WPW syndrom. A mezi nepravidelné např. fibrilaci síní.

Tachykardie se širokým komplexem QRS ($\geq 0,12s$) může být také s pravidelným a nepravidelným rytmem. Mezi pravidelné řadíme např. komorovou tachykardii a s nepravidelným rytmem např. fibrilaci síní s blokem raménka nebo s WPW syndromem. [3],[7]



Obr. 4 Sinusová tachykardie [4]

2.5.3 Extrasystoly

Jsou předčasné stahy a mohou být síňové, junkční a komorové.

Tvar předčasných síňových vln P je odlišný od normálních vln P a po nich obvykle přichází komplex QRS sinusových stahů. Předčasné vlny P mohou být skryty ve vlnách T předcházejících stahů, a proto nemusí být patrné. Interval PR předčasných síňových stahů je delší než 0,11 s. Časné síňové stahy mohou spouštět síňovou tachykardii, flutter síní nebo fibrilaci síní.

Junkční vlny P mohou aktivovat síně a vlna P předchází QRS komplexu. Toto však nemusí být patrné a vlna P může být skrytá v komplexu QRS a někdy dokonce následuje až po QRS komplexu.

Komorové předčasné stahy (KES) charakterizuje nápadně změněný tvar QRST komplexu s rozšířeným úsekem ST vychýleným v opačném směru než je výchylka komplexu QRS. KES je zpravidla následována kompenzační pauzou a má komorový komplex širší než 0,11 s. Sekvence více než tří KES je označována jako komorová tachykardie. [3]

2.6 Rozdělení arytmii podle mechanismu vzniku

2.6.1 Poruchy vzniku vzruchu

Sinusový uzel přestane vytvářet vzruchy a EKG neprojevuje elektrickou aktivitu, pacient je ohrožen smrtí. Prodloužená elektrická inaktivita se nazývá asystolie. Avšak veškeré buňky myokardu jsou pacemakerové (vzruchotvorné), proto v případě sinusové zástavy mají záchrannou roli a vzniknou tak náhradní komplexy mimo sinusový uzel. Ty se nazývají uniklé stahy. [3],[4]



Obr. 5 Sinusová zástava po druhém stahu. Třetí stah obnovuje srdeční elektrickou aktivitu a je označován jako junkční uniklý stah, který je charakterizován chybějící vlnou P před posledním komplexem. [4]

2.6.2 Poruchy vedení vzruchu

Blokády vedení vzruchu mohou být sinoatriální, atrioventrikulární a blokády Tawarových ramének.

2.6.2.1 SA blokády

Značí zpomalení nebo blokaci vedení impulzů z SA uzlu na síně, má tři stupně a pomocí EKG lze diagnostikovat pouze druhý stupeň. Vyskytuje se u organických onemocnění srdce, předávkování digitálisem nebo chinidinem. [8]

2.6.2.2. AV blokády

Vyjadřují poruchy převodu vzruchu ze SA uzlu do AV převodové soustavy a poté do vodivé soustavy komor. Znamená tedy přerušení vedení vzruchu ze síní do komor.

I. stupeň – prodloužení vedení vzruchu se projeví v EKG prodloužením intervalu PQ nad 0,20 s, přičemž délka intervalu je konstantní.

II. stupeň – jedná se o částečný blok

- Mobitz I (Wenckebachovy periody) – prodlužování PQ intervalu do té doby, až dojde k vypadnutí QRS komplexu.
- Mobitz II – nejméně dva síňové impulzy se převedou na komory ve shodném čase a pak se jeden síňový impulz na komory nepřenese, v případě nepřevedení síňových impulzů dochází k nepravidelné činnosti komor. Porucha bývá zpravidla lokalizována distálně od Hissova svazku a časnou příčinou jeho vzniku je akutní infarkt přední stěny.

III. stupeň – úplný AV blok, kdy dochází ke kompletnímu přerušení vedení na komory a síně i komory tepou vlastním rytmem. Na EKG jsou početné vlny P jen s několika málo QRS komplexy.

[3],[7],[8]

3 Seznámení se s měřením a zpracováním Frankova svodového systému

3.1 Elektrický vektor srdce

Každá srdeční buňka tvoří při průběhu akčního potenciálu dipól, což je vektor o daném rozměru i směru. Součtem všech buněčných vektorů v jednom časovém okamžiku vznikne vektor, který prezentuje celé srdce v daném časovém bodě a nazývá se elektrický vektor srdce (EVS).

Dráha, kterou opisuje EVS se rozděluje stejně jako EKG křivka na vlnu P, segment P-Q, komplex QRS, segment S-T, vlnu T a segment T-P. Úsek, který na EKG reprezentuje vlnu P je nahrazen elipsou, QRS komplex představuje nesymetrickou kardioidu, vlna T má tvar elipsy a P-Q, S-T a T-P jsou segmenty s nulovým EVS.

Elipsa, která představuje průběh při vlně P a T je popsána parametrickými rovnicemi, kde a je hlavní poloosa, b je vedlejší poloosa, φ je úhel ($0^\circ \leq \varphi < 360^\circ$) a ve třetím rozměru budou hodnoty prozatím konstantní, později se bude elipsa otáčet a tím se budou hodnoty na příslušných osách měnit.

$$\begin{aligned}x &= a \cdot \cos\varphi \\y &= b \cdot \sin\varphi\end{aligned}\tag{1}$$

Ve frontální rovině jsou osy pro lepší zobrazení zaměněny a výsledné parametrické rovnice jsou:

- Pro vlnu P

$$\begin{aligned}x &= 0 \\y &= a \cdot \cos\varphi \\z &= b \cdot \sin\varphi\end{aligned}\tag{2}$$

- Pro vlnu T

$$\begin{aligned}x &= 0 \\y &= c \cdot \cos\varphi \\z &= d \cdot \sin\varphi\end{aligned}\tag{3}$$

kde a a c jsou hlavní poloosy, b a d vedlejší poloosy a φ je úhel ($0^\circ \leq \varphi < 360^\circ$).

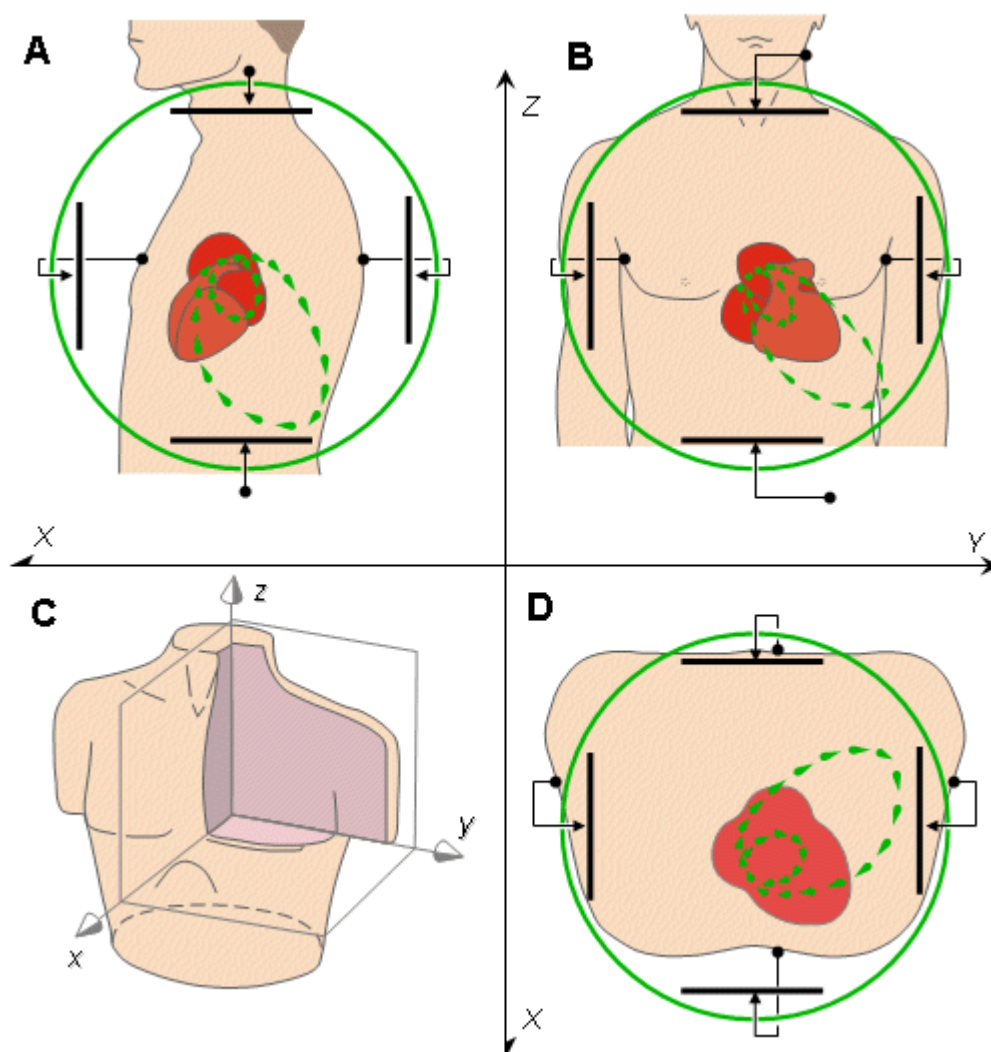
Kardioida, která nahrazuje průběh EVS při QRS komplexu je dráha pevně daného bodu kružnice, která se valí po kružnici o stejném poloměru. Aby byl průběh QRS komplexu co nejlépe vystižen, bude amplituda kardioidy zkrácena změnou poloměru valené kružnice v závislosti na úhlu valení a koeficientu nesymetrie. Aby však změnou poloměru valené kružnice nedocházelo k posunu koncového bodu dráhy oproti počátečnímu bodu, bude dále zaveden koeficient posunu, který vystihuje rozdíl mezi původním poloměrem a upraveným poloměrem valené kružnice. Po těchto úpravách vzniknou výsledné parametrické rovnice kardioidy v trojrozměrném prostoru, které charakterizují QRS komplex:

$$\begin{aligned}x &= 0 \\y &= b_k(2r \cdot \sin\varphi - c_k \cdot \sin(2\varphi)) \\z &= a_k(2r \cdot \cos\varphi - c_k \cdot \cos(2\varphi) - d_k)\end{aligned}\tag{4}$$

kde a_k je koeficient protažení v podélném směru, b_k je koeficient protažení v příčném směru, c_k je poloměr valené kružnice, d_k je koeficient posunu, φ je úhel ($0^\circ \leq \varphi < 360^\circ$) a r je poloměr opisované kružnice. Orientace tělních os je popsána níže na Obr. 6. [10],[11]

3.2 Vektorkardiografie

Vzhledem k tomu, že je možné popsat elektrickou činnost srdce ekvivalentními dipóly, je přirozené zobrazit srdeční činnost ve vektorové formě. Vektorkardiografie (VKG) je tedy metoda měření a zobrazení elektrických vektorů srdce. Z teoretického hlediska se jedná o tři ortogonální svody ve třech na sebe kolmých rovinách (frontální, horizontální a sagitální). Rozeznávají se tři hlavní svody, svod X v transverzální rovině, svod Y ve vertikální rovině a svod Z v sagitální rovině. Záznam srdečních vektorů může být skalární, kdy je signál zobrazen ukázkou tří složek vektorů jako funkce času a jeví se jako kmity EKG. Nebo prostorový, při kterém vznikají vektorové smyčky, které jsou podstatou vektorkardiografie. [5],[13]

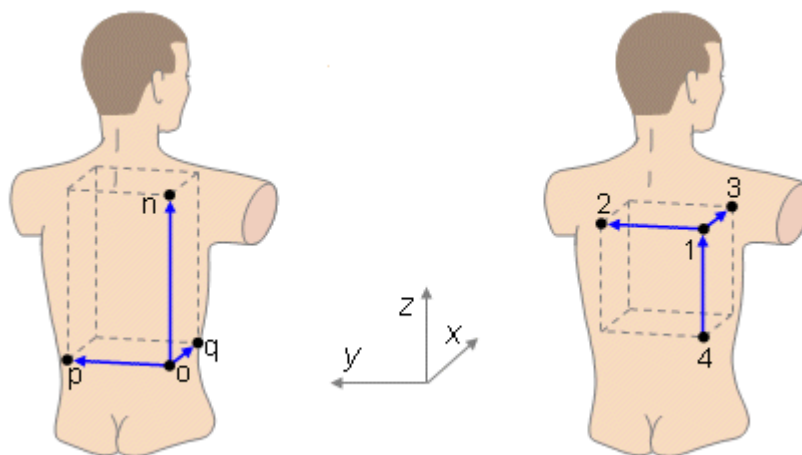


Obr. 6 Základní princip vektorkardiografie, A – sagitální (předozaďní) rovina, B – frontální (čelní) rovina, C – orientace os x, y a z v tělních rovinách, D – transverzální (příčná) rovina [13]

3.2.1 Nekorigované ortogonální svody

Nekorigované svodové systémy předpokládají, že směr prostorové spojnice páru elektrod vynáší orientaci odpovídajícímu svodovému vektoru. Tyto systémy zanedbávají chyby měření způsobené excentrickým uložením srdce v hrudníku, nepravidelností povrchu těla a nehomogenitu tkání v organismu. V minulosti bylo navrženo několik systému pracujících na základě nekorigovaných ortogonálních svodů pro zaznamenávání VKG.

Prvním, kdo poukázal na dipolární povahu srdce, byl Augustus Waller. Zaznamenal soubor tří téměř kolmých svodů, avšak tento záznam nebyl ve vektorové podobě. Byl to Hubert Mann, který navrhl koncept VKG zveřejněním monokardiogramu, který pocházel z končetinových Einthovenových svodů, toto zobrazení bylo pouze dvourozměrné a také vymyslel speciální zrcadlo, které umožňovalo zobrazení monokardiogramu přímo z EKG signálu. Vyspělejším nekorigovaným systémem byl svodový systém založený na obdélníkových osách těla. Tento systém přidal k Einthovenovým svodům elektrodu umístěnou na zadní straně a tyto čtyři elektrody tvořily rohy čtyřstěnu, systém byl nazván Wilsonův čtyřstěn. Jednalo se o první zobrazení třemi složkami vektoru. [5],[12],[13]



Obr. 7 Nekorigovaný ortogonální svodový systém založený na obdélníkových osách těla [13]

3.2.2 Korigované ortogonální svody

Cílem korigovaného svodového systému je provést ortonormální měření elektrického srdečního vektoru. V měření musí být splněny následující požadavky. Všechny tři složky EVS musí být ortogonální a ve směru os souřadnic (svodové vektory jsou rovnoběžné s osami souřadnic, které jsou osami těla) a také musí být každý svod jednotný v celém srdci. Dále musí všechny tři složky EVS být detekovány se stejnou citlivostí, která je v měření normalizována.

Přesnost měření je omezena použitou metodou, mezi nejpoužívanější patří Frankův svodový systém, McFee-Parungaoův a SVEC III svodový systém. Podrobně se budeme dále zabývat pouze Frankovým svodovým systémem, vzhledem k zaměření diplomové práce.

Klinický význam VKG je stejný jako ve 12-ti svodovém EKG, nicméně tento zobrazovací systém poskytuje možnost analyzovat průběh aktivace přední části. Je o mnoho jednodušší sledovat směr srdečního vektoru z VKG smyček. Také plocha smyček, která není snadno pozorovatelná ze skalárního zobrazení, může mít klinické opodstatnění.

3.3 Frankův svodový systém

Frankův svodový systém je založený na měření tří dipólových složek pomocí sedmi elektrod tak, aby došlo ke snížení chyby měření způsobené nehomogenitou vnitřního prostředí, umístěním srdce a tvarem hrudníku. K vylepšení korigovaného svodového systému se používá pět elektrod umístěných v horizontální rovině, která protíná hrudník na úrovni ekvivalentního dipólu. Jedná se o elektrody A na levé straně, E vpředu, I na pravé straně, M vzadu a C v úhlu 45° mezi elektrodou A a E z důvodu blízkosti srdce. Dále byly doplněny elektroda H na krku a F na noze.

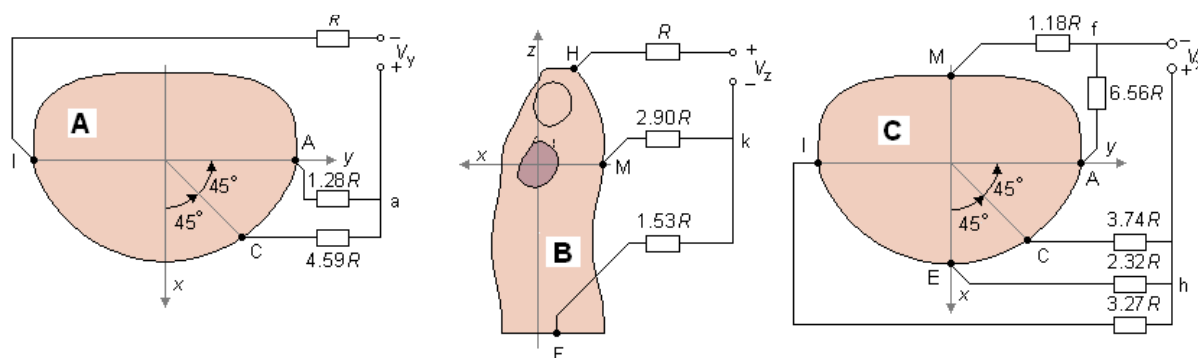
Signály ze všech sedmi elektrod jsou vyvážené vhodnou odporovou sítí, takže dávají správné dipólové složky v různých mezích nezávislých na lokalizaci zdroje. [13],[14]

3.3.1 Svodové vektory

Pravolevá složka Y srdečního dipólu je získána z elektrod A, C a I, svodový vektor je orientovaný s osou y spojující obě axiální oblasti.

Svislá složka Z je získána z elektrod H, M a F. Velikost signálu v tomto svodu ovlivňuje velikost všech signálů z důvodu nejmenší velikosti toho vektoru, který proporcionálně zmenšuje ostatní vektory.

Předozadní složka X je získána ze všech pěti elektrod transverzální roviny (A, C, E, I, M). Svodový vektor je orientovaný s osou x. [13],[14]



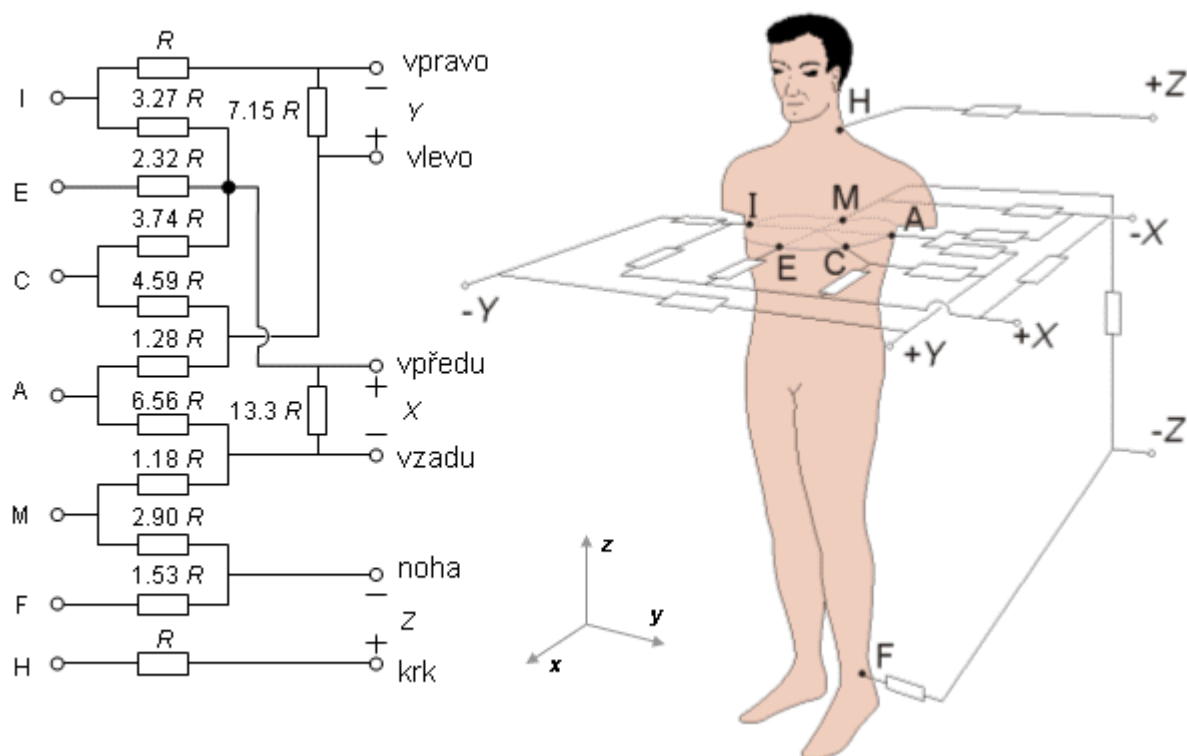
Obr. 8 Stanovení složek svodových vektorů A – složka Y, B – složka Z, C – složka X [13]

3.3.2 Matice svodů

Po stanovení všech tří svodových vektorů, které tvoří normalizovaný ortogonální systém svodů, se určí matice svodů doplněním odporů $13,3 R$ a $7,15 R$. Jsou zapojeny mezi svody X a Y složky a cílem je zmírnit tyto signály na stejnou úroveň jakou má složka Z, abychom docílili ortonormality. Odpor, který je připojen ke každé dvojici svodů odporové sítě, je shodný. To má za následek symetrickou zátěž a absolutní hodnota matice svodů odporů může být určena pouze hodnotou R . Doporučená hodnota R je minimálně $25k\Omega$, má se však pohybovat okolo $100k\Omega$.

V současné době jsou svodové signály obvykle detekovány s vysokou impedancí předzesilovače a funkce svodové matice se provádí pomocí operačních zesilovačů nebo digitálně.

Frankův svodový systém je momentálně nejčastější ze všech klinických VKG systémů po celém světě, nicméně představuje asi 5% z celkového EKG. [13],[14]

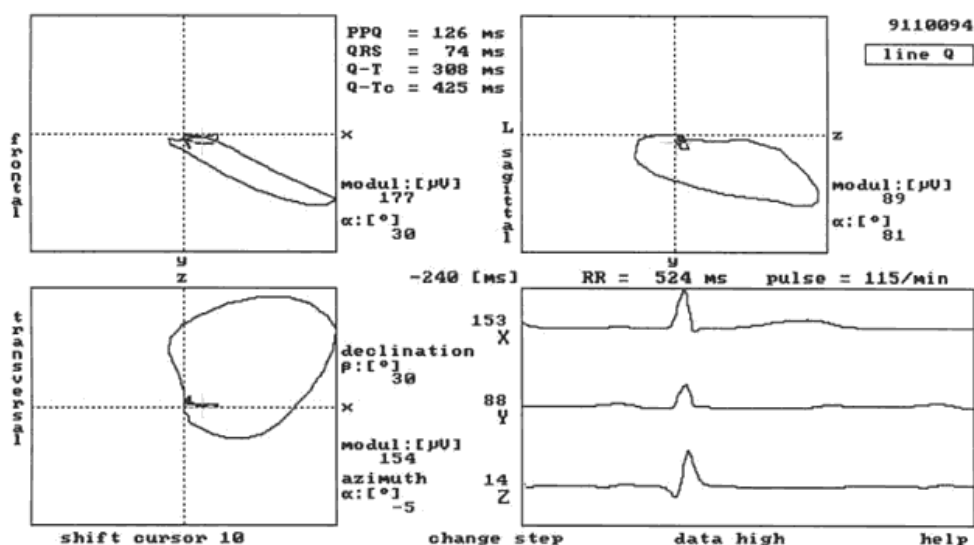


Obr. 9 Frankův VKG svodový systém (vpravo – odporová síť, vlevo – ukázka označení elektrod a jejich anatomická poloha [13])

3.4 Vektorkardiogram

Je záznam elektrických projevů srdce z povrchu těla jinou formou než elektrokardiogram. Vzhledem k tomu, že svodový systém je pravoúhlý, tudíž lépe odpovídá zobrazení elektrického srdečního pole v trojrozměrném prostoru. Neumožňuje však analýzu poruch srdečního rytmu, a proto nebyl v praktické elektrokardiologii příliš rozšířen. Sledováním pohybu okamžitého EVS v prostoru a čase dostaneme trojici smyček, které odpovídají vlně P, komplexu QRS a vlně T. Pro získání úplné prostorové představy o elektrickém srdečním poli musíme vektorkardiogram vyhodnotit ve třech na sebe kolmých rovinách (frontální, transversální a sagitální).

[15]



Obr. 10 Ukázka vektorkardiogramu [15]

Z vektorkardiogramu (VKM) je možné odvodit průběh EKG v libovolném bodě na hrudníku v příslušné rovině. Bod, ve kterém potřebujeme znázornit EKG, spojíme s nulovým bodem VKM a tím získáme osu svodu. K této přímkě se v bodě 0 sestrojí kolmice a ta charakterizuje nulovou linii. Jedna část mezi osou a bodem je kladná a protilehlá část záporná. Projekce momentálních vektorů na kladnou část svodové osy vede k zápisu kladných nahoru směřujících hodnot EKG a opačně. [14]

3.4.1 Vektorkardiogram předsíní

Vektorkardiografickou smyčku předsíní charakterizuje vlna P a je orientována dolů, doleva, mírně dopředu nebo dozadu (viz. Obr. 12). Její celkový směr je shodný s prostorovým průběhem akčního potenciálu, který začíná v sinusovém uzlu (nahore vpravo) a šíří se radiálně přes stěnu pravé předsíně na stěnu levé předsíně, převážně směrem dolů a mírně doleva. Křivka není uzavřená, protože repolarizace předsíní začíná ještě před ukončením jejich aktivace. Ve frontální rovině se vlna P zapisuje proti směru hodinových ručiček a je orientovaná doleva a dolů, maximální vektor nepřesahuje 0,2 mV. V levé sagitální rovině se vlna P otáčí proti směru hodinových ručiček nejprve dopředu, potom dozadu a maximální vektor nepřesahuje 0,18 mV a směřuje dolů. V horizontální projekci se vlna P zapisuje také po směru hodinových ručiček, aktivace pravé předsíně se nachází vpředu a nepřesahuje hodnotu 0,06 mV u dospělých a aktivace levé předsíně je vzadu a nepřesahuje hodnotu 0,04 mV. [14]

3.4.2 Vektorkardiogram komor

3.4.2.1 Aktivace komor

VKM aktivace komor odpovídá QRS komplexu, jeho počáteční oblouk směřuje normálně dopředu a u 75 % osob současně doleva a nahoru. Hlavní část smyčky vede k levé stěně komory, proto doleva dolů a dozadu. Závěrečný oblouk se vrací dozadu dopředu s malými odchylkami okolo osy z, všemi směry. [14]

3.4.2.2 Repolarizace komor

VKM repolarizace komor charakterizuje vlna T, která vyjadřuje nehomogenitu ústupu podráždění v pracovním myokardu komor. Má protáhlý eliptický tvar s eferentní a aferentní částí, které se střetávají v bodě maximálního vektoru T. Eferentní (odstředivá) část se zapisuje pomaleji než aferentní (dostředivá) část, souvisí to s pomalejším nárůstem amplitudy vlny T ve skalárních svodech a rychlejším poklesem k počátečním hodnotám. Prostorovou orientaci vystihuje maximální vektor T, který směřuje doleva dolů a dopředu. [14]

4 Zpracování vektokardiografických svodů

Až do poloviny roku 1980 se věřilo, že vektokardiogram představil větší přesnost a citlivost ve srovnání s konvenčním elektrokardiogramem v diagnostice různých onemocnění srdce. Nedávné studie dokázaly, že vektokardiogram je stále lepší než elektrokardiogram ve velmi specifických situacích, jako například při vyhodnocování elektricky neaktivní oblasti. V oblasti výzkumu vektokardiografie poskytuje racionálnější pohled na elektrické jevy a tím poskytuje lepší morfologický výklad elektrických jevů srdce. [16]

4.1 Přístrojová technika

Pro měření vektokardiografie v současnosti nebyl prozatím vyvinut žádný samostatný přístroj. Měření VKG se provádí pomocí samostatných EKG přístrojů, ve kterých je zakomponovaný přepočít EKG na VKG. Momentálně se na trhu pohybují převážně 12 – ti a 15 – ti kanálové EKG, ojediněle nalezneme také zmínku o 18 – ti kanálovém EKG, ale bohužel se prozatím není možné dostat k informaci, jakým způsobem 18 – ti kanálové EKG pracuje. Pokud se jedná o 15 – ti kanálové, vesměs je to přepočít VKG z 12 – ti svodů EKG, kterým se budu zabývat v následující kapitole Metody analýzy a zpracování.

4.1.1 iE 12 A

Digitální 12 – ti kanálový elektrokardiograf společnosti EKONA s 8,9 palcovou obrazovkou, vysokým jasnem a rozlišením 1280 x 768 pixelů a alfanumerickou klávesnicí. Umožňuje analýzu R – R intervalu, detekci arytmií, stručné i detailní zprávy o výsledku analýzy. [17]



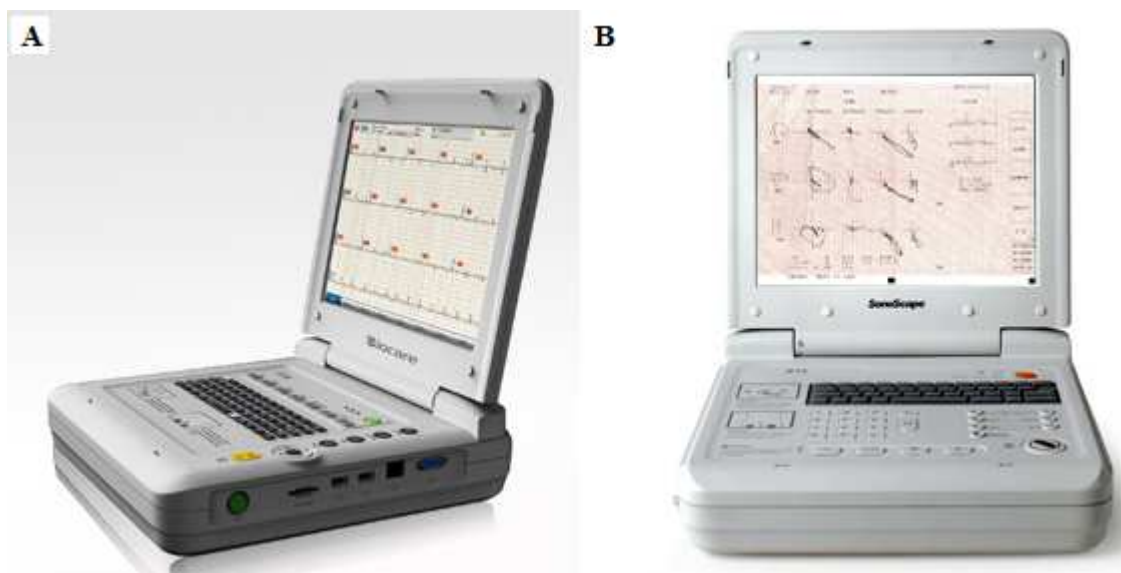
Obr. 11 Elektrokardiograf iE12A [17]

4.1.2 iE 15

Digitální 15 – ti kanálový elektrokardiograf také od společnosti Biocare s 12,1 palcovou dotykovou obrazovkou s podporou ručního psaní. Alfanumerická klávesnice s rozdělenou textovou a numerickou částí. Současně snímá 15 svodů, stejně jako iE 12 umožňuje analýzu R – R intervalu,

detekci arytmíí a poskytuje zprávy o výsledku analýzu a dále VKG poskytuje více výhod v diagnostice pravé síňové a komorové hypertrofie, vedení bloku, infarktu myokardu, věnčité tepny a preexcitovaného syndromu.

Pod stejným označením iE15 nalezneme také digitální elektrokardiograf společnosti SonoScape, 15 – ti kanálový přístroj s funkcí analýzy VKG, který umožňuje snadnější detekci ischemie zadní stěny myokardu a výrazně zlepšuje detekci souvisejícího koronárního modelu zranění se zadním svodem v porovnání s 12 – ti svodovým EKG. [18], [19]



Obr. 12 Ukázka 15 – ti kanálového EKG (A – BioCare, B – SonoScape) [18],[19]

4.1.3 ECG – 1230

Digitální 15 – ti kanálový elektrokardiograf společnosti Biocare, vybaven novou generací procesoru pro zajištění zpracování v co nejkratším čase, dále novou generací filtrů pro zajištění přesnosti křivky. Současně získává 15 svodů, analýza srdečního vektoru slouží k diagnóze ventrikulární hypertrofie a intraventrikulárního bloku, čímž zvyšuje věrohodnost výsledné analýzy. [20]

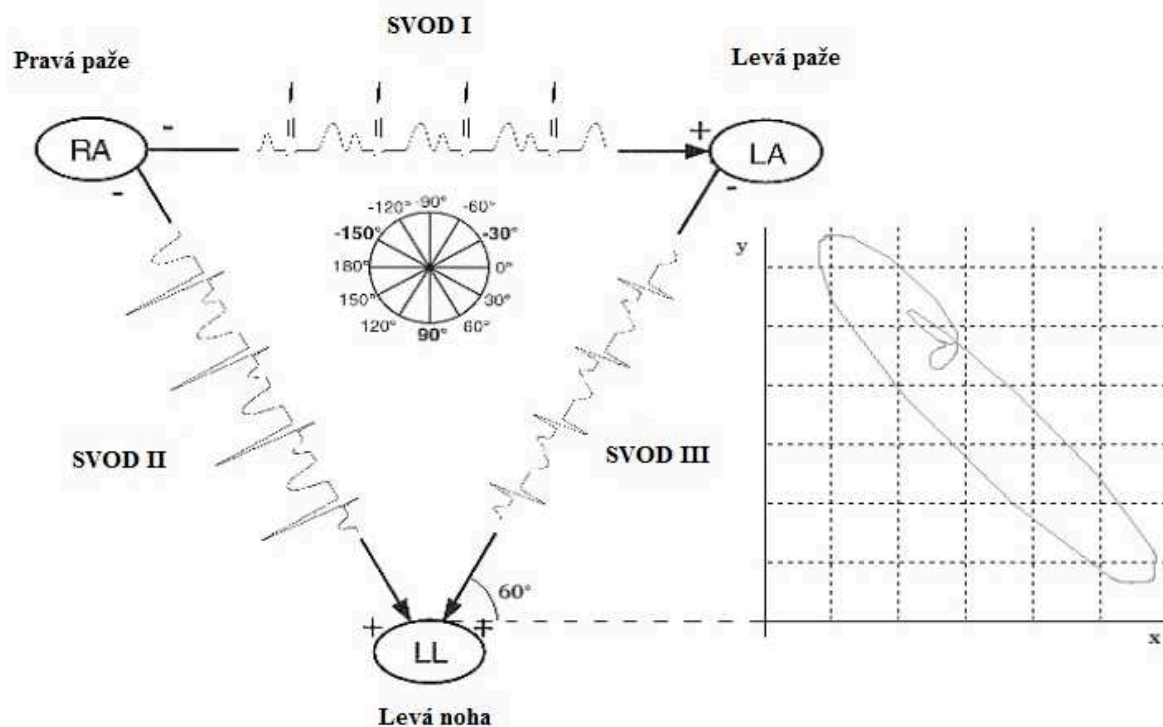
4.1.4 MAC 5500

Jedná se o diagnostický systém EKG společnosti GE HealthCare. Umožňuje snímání, ukládání a hodnocení EKG v 15 - ti svodech, které jsou získány z 12 - ti svodového systému a zároveň z Frankova svodového systému. Poskytuje tak možnost měření ST úseku pro získání změn, které nelze diagnostikovat pomocí 12 - ti svodů pro usnadnění odhalení IM v pravé komoře a zadního IM. [21]

4.2 Metody analýzy a zpracování

4.2.1 Přepočít EKG signálu na VKG zobrazení

Přepočít EKG na VKG můžeme zajistit několika způsoby. Mezi nejjednodušší patří realizace pomocí goniometrických funkcí s použitím tří Eithovenových svodů.



Obr. 13 Převod EKG na VKG použitím goniometrických funkcí [22]

Takto lze rekonstruovat prostorové rozložení vektoru srdeční osy ve frontální rovině. Pro souřadnice VKG poté vyjde:

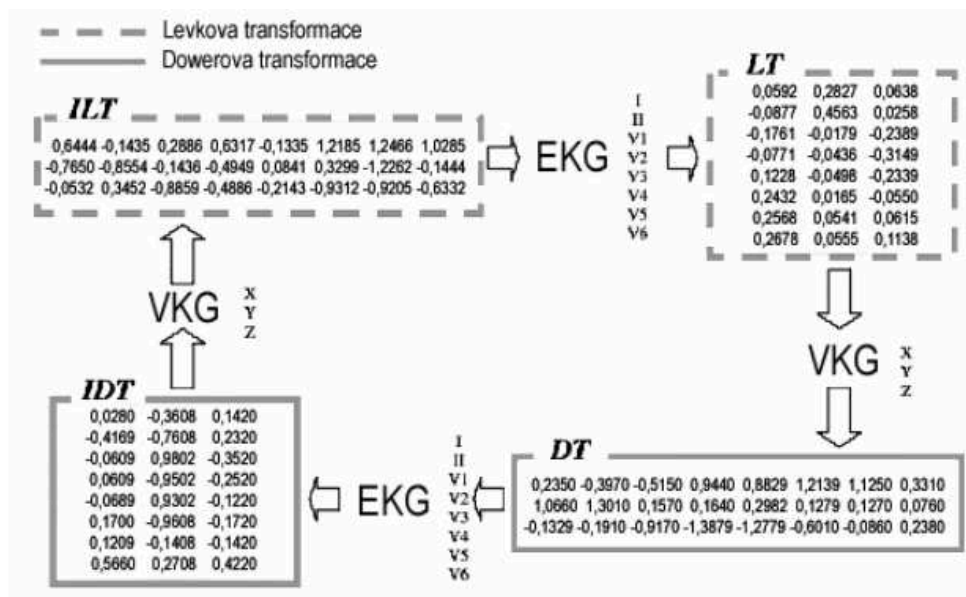
$$x = I + II \cdot \cos(120^\circ) + III \cdot \cos(60^\circ) \quad (5)$$

$$y = I \cdot \sin(60^\circ) + II \cdot \sin(120^\circ) + III \cdot \sin(60^\circ) \quad (6)$$

Jsou – li k dispozici tři ortogonální EKG svody (X, Y, Z), tak můžeme VKG v prostoru také popsat pomocí vektoru a dvou úhlů.

$$\begin{aligned} A &= \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \\ \varphi &= \alpha \cdot \tan\left(\frac{-Y}{\sqrt{X^2 + Z^2}}\right) \\ \lambda &= \alpha \cdot \tan\left(\frac{Z}{X}\right) \end{aligned} \quad (7)$$

Dalším způsobem přepočtu je použití Levkovy a Dowerovy transformace. Pomocí signálu z I. a II. Eithovenova svodu a šesti hrudních svodů lze provádět transformace na trojrozměrné zobrazení výchylky vektoru srdeční osy a zpět rekonstruovat EKG signál. Koeficient v maticích vycházejí z mapování hrudníku pomocí 256 – elektrodového systému a experimentálního vymezení součinitelů. [22],[23]



Obr. 14 Převod signálu EKG na VKG zobrazení pomocí Levkovy a Dowerovy transformace [23]

4.2.2 Zpracování signálu pomocí wavelet transformace

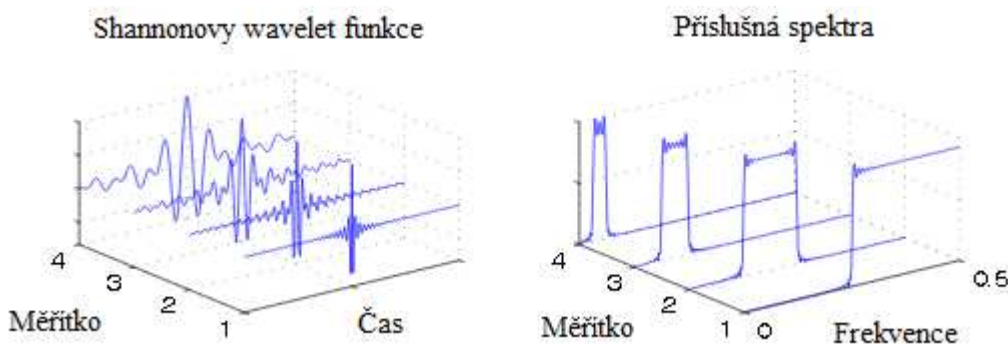
Wavelet (vlnková) transformace (WT) představuje základní matematický požadavek pro analýzu a zpracování nestacionárních signálů. Využití tohoto druhu transformace u EKG signálu slouží především pro zpracování signálů se zaměřením na potlačování jejich rušivých složek. V principu používá WT analyzující funkci konečné délky ve tvaru vlnky daných vlastností a tvar této funkce lze volit podle charakteru analyzovaného signálu či obrazu a požadované aplikace. Z výchozí Shannonovy funkce definované vztahem:

$$w(t) = \frac{\sin\left(\pi \cdot \frac{t}{2}\right)}{\pi \cdot \frac{t}{2}} \cdot \cos\left(3\pi \cdot \frac{t}{2}\right) \quad (8)$$

Tvoří základ pro další funkce, které jsou odvozené pro zvolené parametry dilatace $a=2^m$ a translace $b=k \cdot 2^m$, kde m jsou celočíselné koeficienty a k jsou celočíselné konstanty.

$$W_{m,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} w\left(\frac{t-b}{a}\right) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} w(2^{-m}t - k) \quad (9)$$

Dilatace funkce je spojená s kompresí spektra, kterou můžeme vidět na Obr. 20.



Obr. 15 Princip wavelet transformace [24]

The diagram illustrates the DWT process for ECG signal analysis. The input signal $x[n]$ is processed through a series of low-pass ($l_d[n]$) and high-pass ($h_d[n]$) filters, each followed by a decimation-by-two operation ($2\downarrow$). The low-pass path produces the approximation A_3 and detail coefficients D_3 . The high-pass path produces detail coefficients D_2 and D_1 . The resulting detail coefficients are visualized as a spectrogram, showing the time-frequency characteristics of the signal. The spectrogram shows a clear discontinuity (Nespojitost) at approximately 100 samples, corresponding to the R-peak in the ECG signal.

Potlačování rušivých složek signálu se skládá ze tří kroků (dekompozice signálu do určité úrovně, prahování výsledných koeficientů, rekonstrukce signálu). [24]

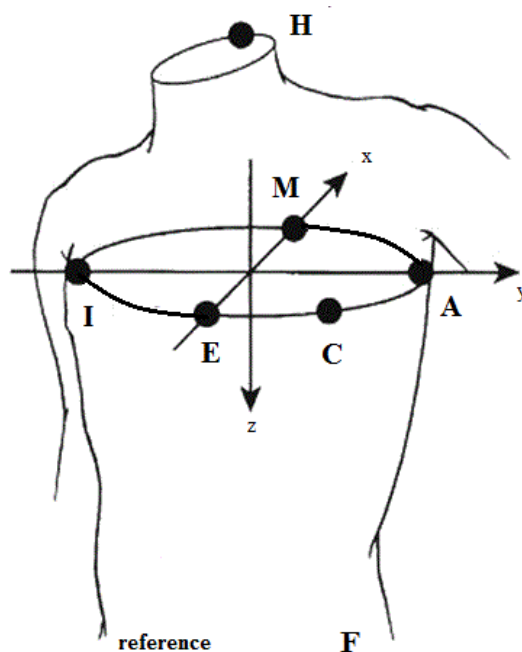
5 Návrh a realizace experimentů pro měření elektrokardiografického záznamu za účelem zjištění vlivu umístění elektrod

Tato práce se zabývá rozvahou nad umístěním elektrod při měření EKG pomocí Frankových svodů na reálných záznamech, vykreslením vektorkardiografických smyček v různých předem stanovených variantách posunu elektrod a následným vyhodnocením daných posunů.

5.1 Návrh měření

5.1.1 Správné rozmístění elektrod

V první řadě bylo potřeba stanovit správné rozmístění elektrod, které vycházelo z předchozích studií. U Frankova svodového systému probíhá snímání pomocí sedmi elektrod a jedné referenční. Pět elektrod je umístěno v jedné rovině v prostoru páteřního mezižebří, kde elektroda A je umístěna pod levou paží, I pod pravou paží, E vpředu na sternu, M zezadu na páteři a elektroda C se nachází mezi A a E v těsné blízkosti srdce. Prostor páteřního mezižebří byl zvolen, protože se zde zaznamenává největší vektor a platí pro pacienta vsedě nebo ve stoje, vleže je správné rozložení definováno čtvrtým mezižebřím. Další elektroda je umístěna zezadu na krku, jedná se o elektrodu H a F na levé noze. Reference byla umístěna na pravou pacientovu nohu. Rozmístění elektrod vidíme na Obr. 17.



Obr. 17 Rozmístění elektrod a definování rovin

5.1.2 Definování rovin

Pro účely mého měření byly roviny definovány podle Obr. 17, nebo podrobněji podle Obr. 6, kde osa x je dorzální, osa y horizontální a osa z vertikální. Roviny určujeme podle os, kde mezi osou x a y se nachází rovina transverzální (příčná), mezi osou y a z se jedná o rovinu frontální (čelní) a mezi x a z se určuje rovina sagitální (předozadní).

5.1.3 Stanovení změny rozmístění elektrod

Po odborné konzultaci a prostudování předchozích studií o vhodné změně rozmístění elektrod bylo navrženo následující umístění.

5.1.3.1 Elektroda H

Rozmístění elektrody H na krku pacienta bylo navrženo původně na 2 a 5 cm vlevo, vpravo, nahoru i dolů od správné polohy, kdy vzhledem k omezenému dispozičnímu prostoru na krku pacienta bylo změněno na 1 a 2 cm vlevo, vpravo, nahoru a dolů. Při měření bylo ještě jednou upraveno na 1 a 2 cm do boku a pouze 1 cm nahoru a dolů, aby se zajistil vhodný styk elektrody s pokožkou pacienta a nevznikaly mechanické artefakty způsobené nedostatečným přiložením elektrod.



Obr. 18 Ukázka rozmístění elektrody H na krku pacienta v praxi

5.1.3.2 Elektroda F

Poloha elektrody F na levé noze byla měněna pouze nahoru a dolů a to o 1 a 2 cm v každém směru.

5.1.2.3 Rovina C, A, I, E, M

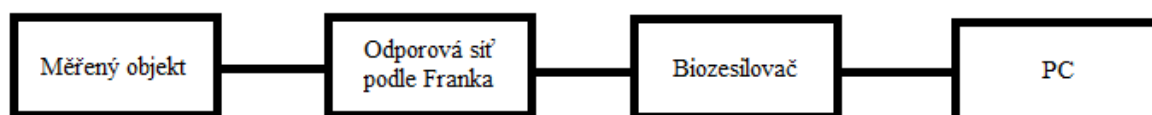
Další změna v umístění byla navržena na posun celé horizontální roviny, to znamená všech elektrod C, A, I, E a M z pátého mezižebří, jak o 1 cm nahoru i dolů, tak o 2 cm v obou směrech.

5.1.2.4 Elektroda C

Vzhledem k tvaru hrudníku nebyl posun elektrody C stanoven v centimetrech, ale bylo domluveno změnit polohu této elektrody o 15° vlevo i vpravo. Vzhledem k tomu, že je tako elektroda nejbliž srdci, očekává se, že zde bude naměřena největší odchylka od normálního stavu.

5.2 Realizace měřicího řetězce

Pomocí měřicího řetězce na Obr. 19 byla zaznamenána data, která byla dále zpracována v EKG do VKG konvertoru pomocí programu MATLAB 2014a a vyhodnocena.

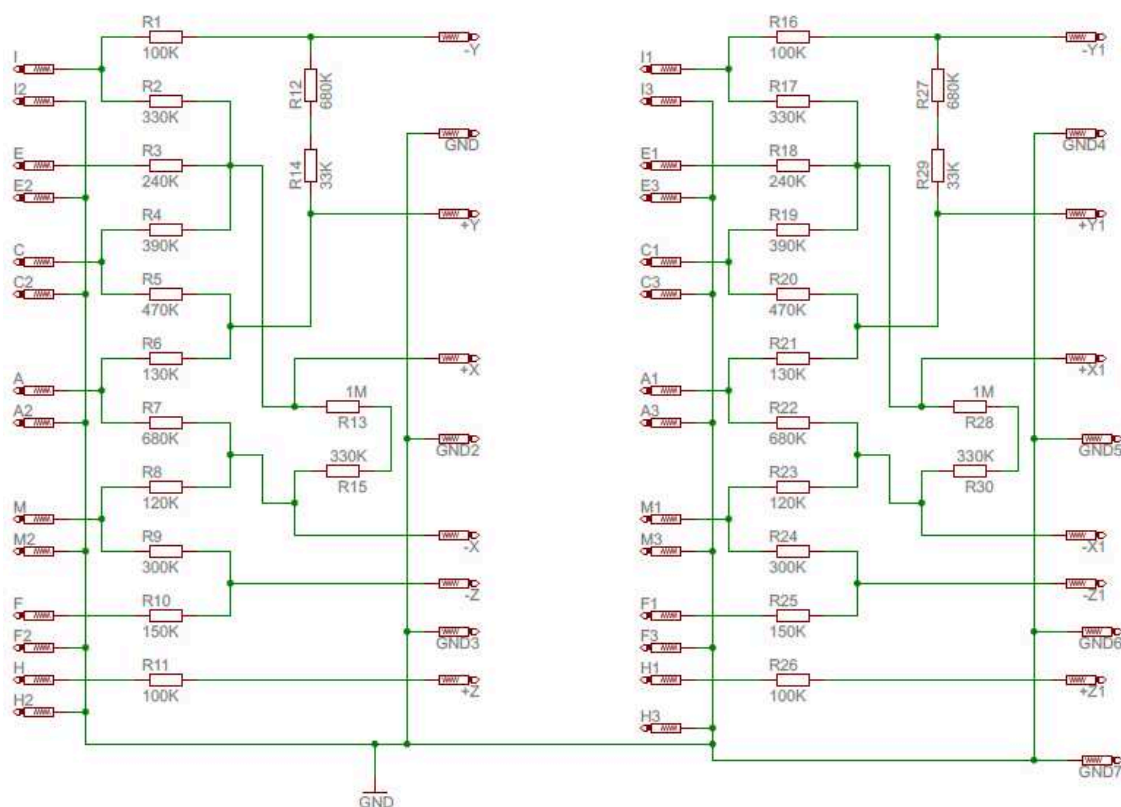


Obr. 19 Blokové schéma měřicího řetězce pro analýzu vlivu umístění elektrod

5.2.1 Měřený objekt

Měřeným objektem může být jakákoli osoba a je důležité zaznamenat základní údaje, u kterých předpokládáme, že budou mít vliv na srdeční činnost (pohlaví, věk, výška, váha, kouření, alkohol, sport, cholesterol, rodinná zátěž, BMI, léky, vážná onemocnění).

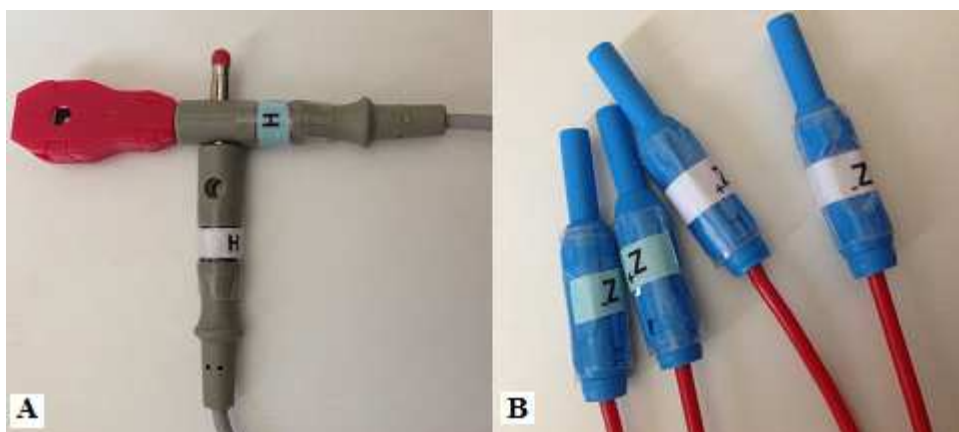
5.2.2 Odporová síť



Obr. 20 Navržená odporová síť na DPS podle Franka

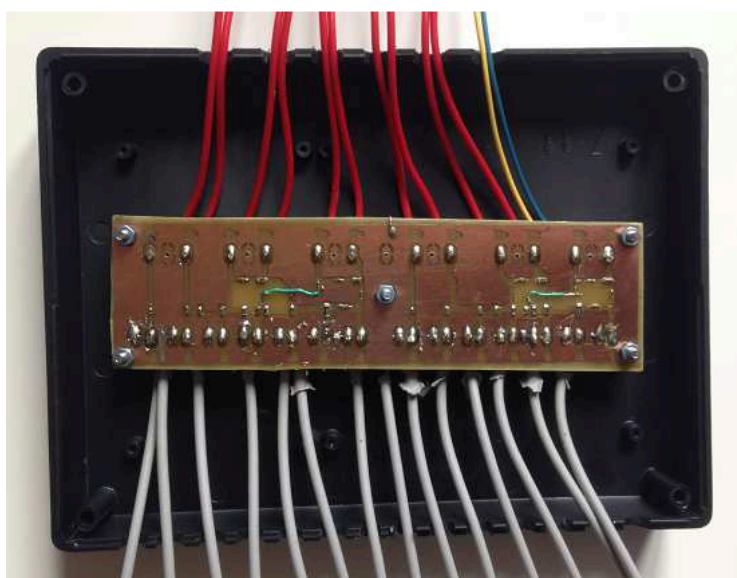
Odporová síť byla navržena podle Franka s doporučenou hodnotou $R = 100 \text{ k}\Omega$ a samotné rezistory byly vybrány podle odporové řady E24 paralelní kombinace. Návrh na DPS byl zpracován v programu EAGLE verze 6.4.0.

Vzhledem k cíli diplomové práce, kterým je měření změn v umístění elektrod, byly navrženy dvě odporové sítě, což můžeme vidět na Obr. 20. Kde první odporová síť slouží vždy pro správné rozmístění, tudíž jejím předpokládaným výstupem je správná vektorkardiografická smyčka v daných rovinách. Druhá odporová síť byla navržena pro předem definované nesprávné rozmístění, které bylo specifikováno v předchozím odstavci a výstupem je změněná vektorkardiografická smyčka v daných rovinách. Změna umístění elektrod je dána vychýlením nesprávné smyčky ze správné polohy.



Obr. 21 Ukázka značení A – koncovky připevnění elektrod, B – koncovky pro vstup do biozesilovače

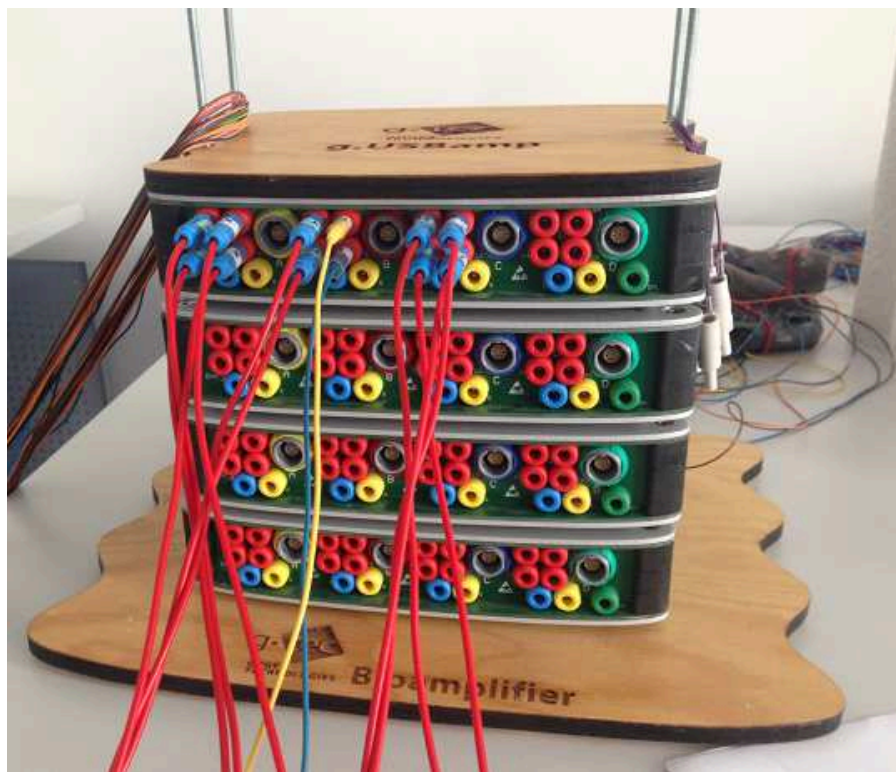
Realizace DPS byla provedena vyleptáním, dopájením rezistorů a vstupních i výstupních kabelů na desku a pro co největší snížení rušení byla připevněna do otevírací plastové krabičky a přehledně označena vtištěním a přilepením odporové sítě na horní stranu. Elektrody byly čitelně a barevně rozlišeny na jejich koncích, kde písmena značila příslušné elektrody a modrá barva značila odporovou síť pro správné umístění elektrod a bílá odporovou síť se změněnými elektrodami. U výstupních kabelů bylo značení pro přehlednost zvoleno stejně, písmena označovala roviny a barvy rozlišovaly správný výstup od změněného.



Obr. 22 Realizace DPS

5.2.3 Biozesilovač

Slouží pro zesílení signálu na požadovanou úroveň, pro účely mého měření byl použit biozesilovač g.USBamp, jehož parametry byly nastaveny softwarově a budou rozebrány v následující kapitole. Na Obr. 23 vidíme zapojení výstupních kabelů z Frankovy odporové sítě. Vzhledem k tomu, že měříme rozdíl potenciálů mezi $x+$ a $x-$, $y+$ a $y-$, $z+$ a $z-$, jedná se o bipolární měření. Dále je propojená zem s referencí, která byla umístěna na pacientovu pravou nohu.

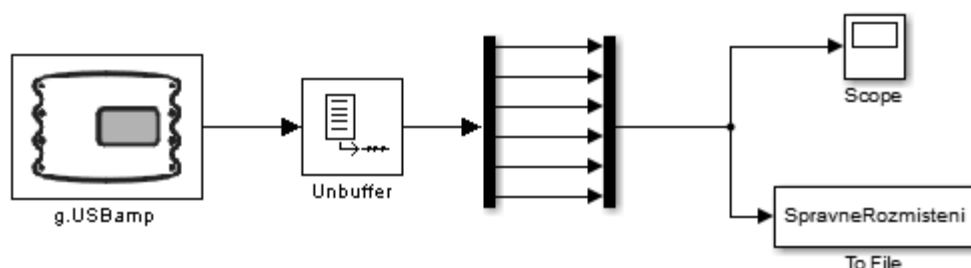


Obr. 23 Ukázka zapojení

5.2.4 PC

Konečnou fází měřicího řetězce je počítač, ve kterém je zpracován jednoduchý software v programu MATLAB Simulink, pro zobrazení a uložení naměřených dat, jehož blokové schéma je zobrazeno na Obr. 24.

Na prvním místě je znázorněno schéma biozesilovače g.USBamp, kde byly nastaveny požadované parametry na 12 výstupních kanálů a vzorkovací rychlost 256 Hz. Dále bylo potřeba nastavit pásmové filtry, horní propust na 0,100 Hz a dolní propust na 0,000 Hz. Horní propust je frekvenční lineární filtr, který nepropouští signál o nízkých frekvencích a dolní propust pak nepropouští frekvence vyšší, jako poslední se nastavoval tzv. filtr notch na 50 Hz, což je pásmová zádrž v úzkém nepropustném pásmu. Dalším článkem je unbuffer, který nastavuje výstupní frekvenci tak, aby vzorkovací perioda byla stejná na vstupu i na výstupu. Následujícími bloky v simulinku jsou demux a mux, kde první z nich extrahuje složky vstupního signálu a vydává jeho komponenty jako samostatné signály a druhý pak spojuje vstupy do jednoho vektoru. Pro zobrazení naměřených dat slouží blok osciloskopu a pro uložení poslední vytvořený blok s názvem „to file“.

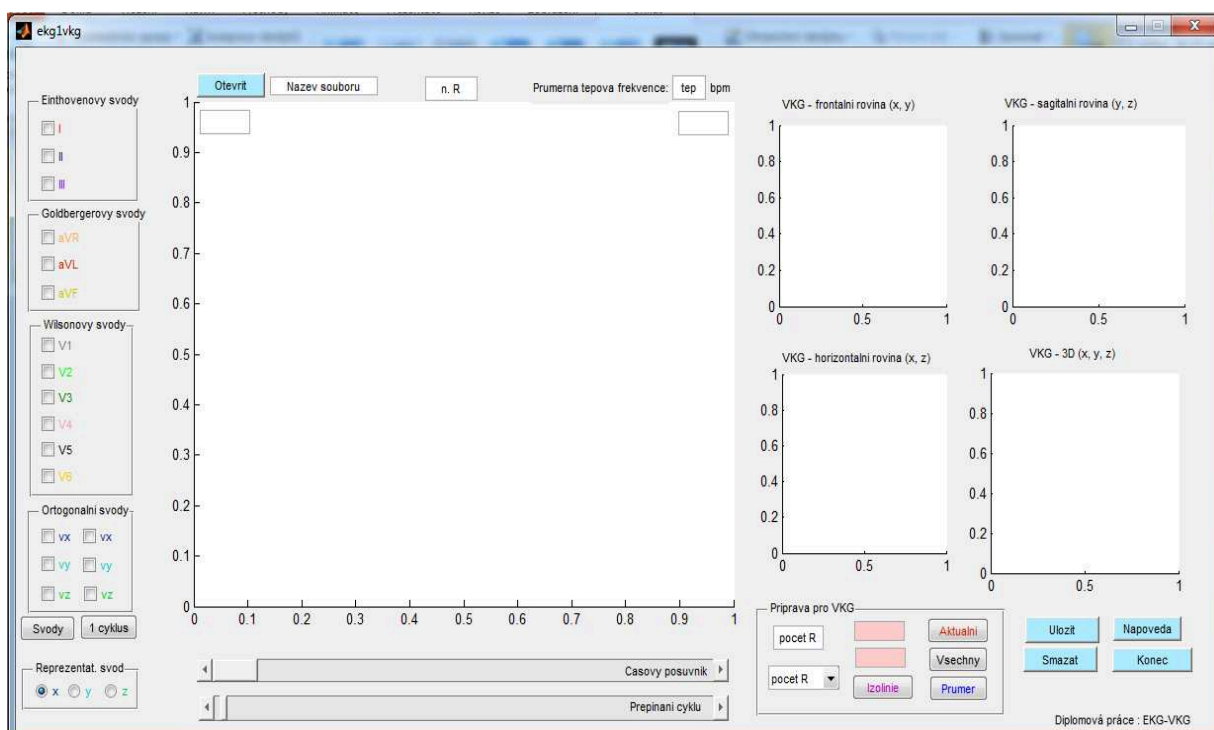


Obr. 24 Software pro zobrazení a uložení naměřených dat

5.3 Programová aplikace EKG do VKG

Pro převod naměřených ortogonálních EKG do vektorové podoby slouží aplikace ekg1vkg, která byla zpracována a popsána studentkou předchozího ročníku v rámci diplomové práce a jejíž vizualizační prostředí je uvedeno na Obr. 25.

V měření zaznamenávám pouze ortogonální Frankových svody, proto bude podstatná část práce odvedená pouze v bloku ortogonálních svodů. Vzhledem k tomu, že zaznamenávám dvanáct kanálů a ortogonální svody jsou v této aplikaci pouze tři, rozhodla jsem se prvně načíst všechny své kanály do předchozích svodů a poté postupně podle potřeby si vybírat ty, které budu aktuálně hodnotit.



Obr. 25 Vizualizační prostředí aplikace EKG do VKG

6 Provedení testů na reálných záznamech a zpracování výsledků

6.1 Testovaná osoba

Testovanou osobou byl muž ve věku 28 let, výška 178 cm, váha 82 kg, BMI 25,88, bez zdravotních komplikací, nekuřák, sportovec.

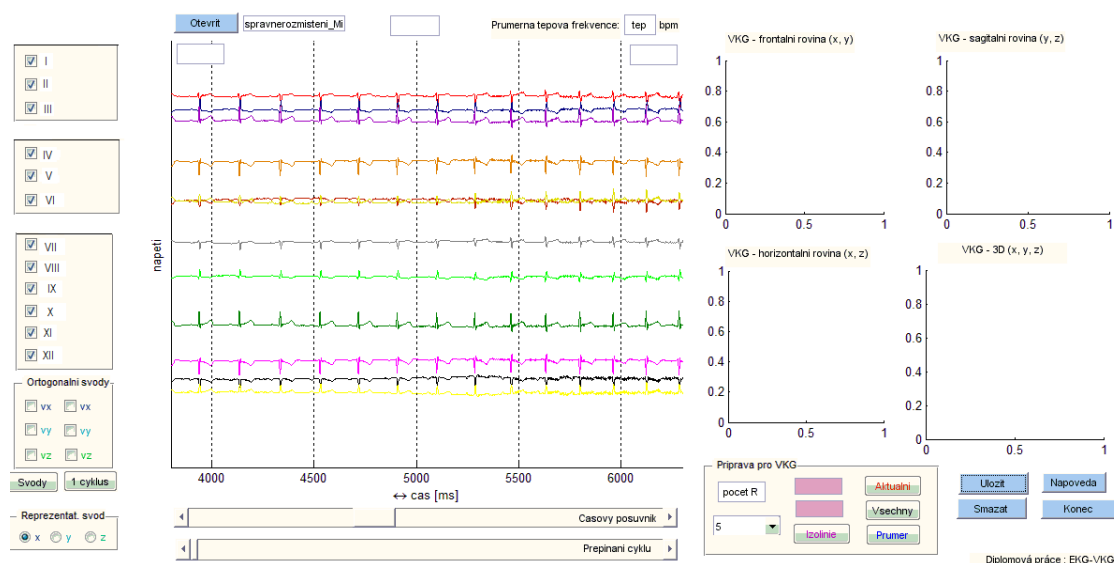
Snímání bylo prováděno ve stoje z důvodu zamezení dotyků elektrod s okolními předměty a zabezpečení co nejlepších výstupních signálů.

6.1 Zpracování výstupních dat

Aby mohlo dojít úspěšnému nahrání dat do aplikace ekg1vkg bylo potřeba upravit formát matice. Výstupní data byla zaznamenávána 1x1 single timeseries, kde u timeseries objektů dochází k ukládání dat i časových hodnot, které zahrnují jednotky, události, kvalitu dat a metodu interpolace. Pro změnu matice do požadované podoby byl použit příkaz `val=ans.Data`, kde `val` je označení matice, se kterou pracuje konvertor, aby se nemusel měnit kód a eliminovaly se chyby při přepisu. Dále bylo potřeba přehodit dimenze matice tak, aby měla 12 řádků charakterizující dané svody a sloupce byly závislé na délce časového záznamu. Tento krok byl proveden příkazem `permute(val,[2 3 1])`. Konečnou fází zpracování matice bylo vymazání prvních 0,5 sekund záznamu, protože tato doba sloužila k ustálení měření a takto upravená matice již mohla být programem zpracována.

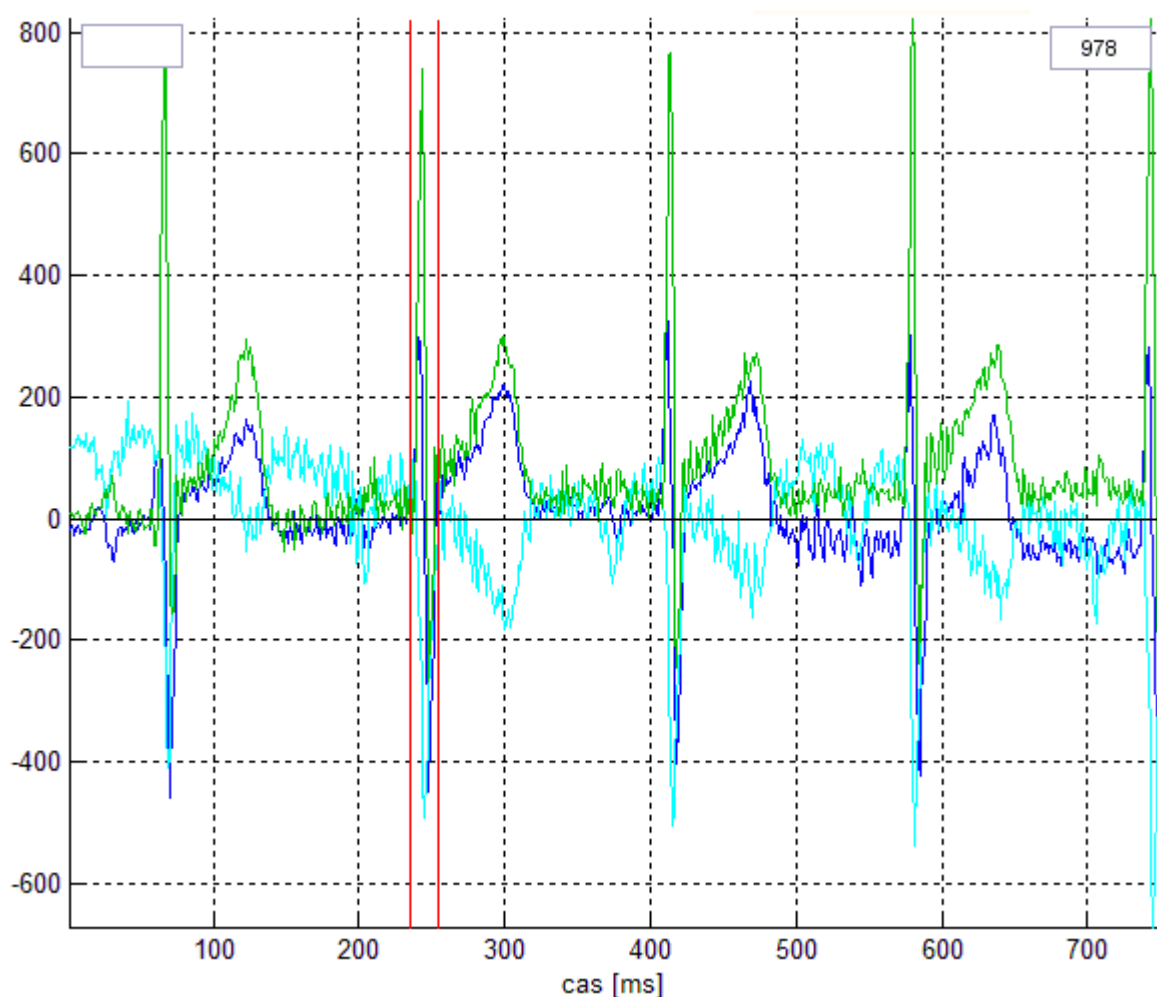
6.2 Měření při správném rozmístění všech elektrod

V prvním kroku došlo k načtení všech 12 ti ortogonálních svodů podle Franka, kde I. svod ukazuje rozdíl potenciálu $x+$ a $x-$ při správném rozložení elektrod a III. svod rozdíl $x+$ a $x-$ při změněném rozložení, V. svod značí rozdíl potenciálů mezi $y+$ a $y-$ ve správném, VII. svod je výstupem $y+$ a $y-$ ve změněném rozložení, IX. svod $z+$ a $z-$ ve správném a XI. svod $z+$ a $z-$ ve změněném rozložení. Všechny sudé svody jsou opačné ke každému předchozímu lichému svodu. Pro účely vyhodnocení změny rozložení budu využívat tedy pouze liché kanály. Navržená programová aplikace ekg1vkg je určena především pro grafickou prezentaci VKG signálů ze tří načtených ortogonálních EKG svodů.



Obr. 26 Frankovy ortogonální svody

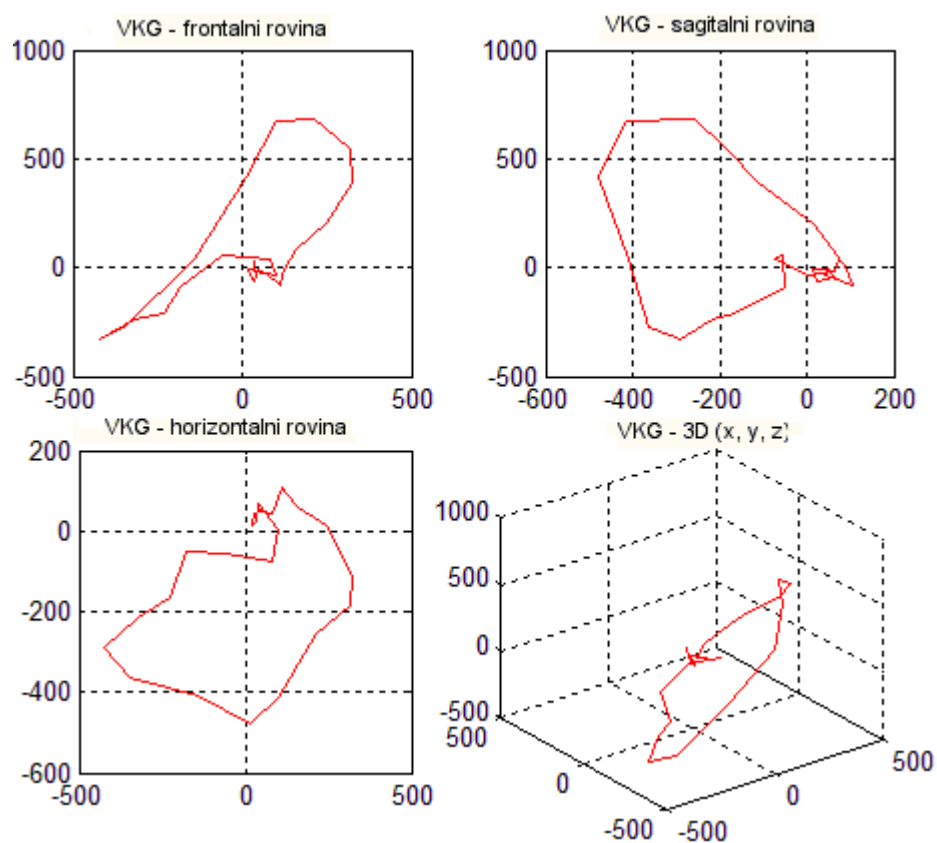
Druhým krokem je postupné nahrání ortogonálních Frankových svodů, transformování pomocí programu do VKG smyček a srovnání výstupů ve všech rovinách. Vzhledem k tomu, že nyní srovnáváme výstupy při správném rozmístění, kdy nedochází k žádným posunům elektrod, předpokládá se, že budou VKG smyčky ve všech případech velmi podobné. Odlišnosti mohou nastat v případě pohybových artefaktů, nedostatečného styku elektrod s pokožkou, popřípadě špatného kontaktu při spojení dvou elektrod. Při každém měření byly tyto nejdůležitější body ověřeny a pacient měl možnost kontroly výstupních křivek na osciloskopu.



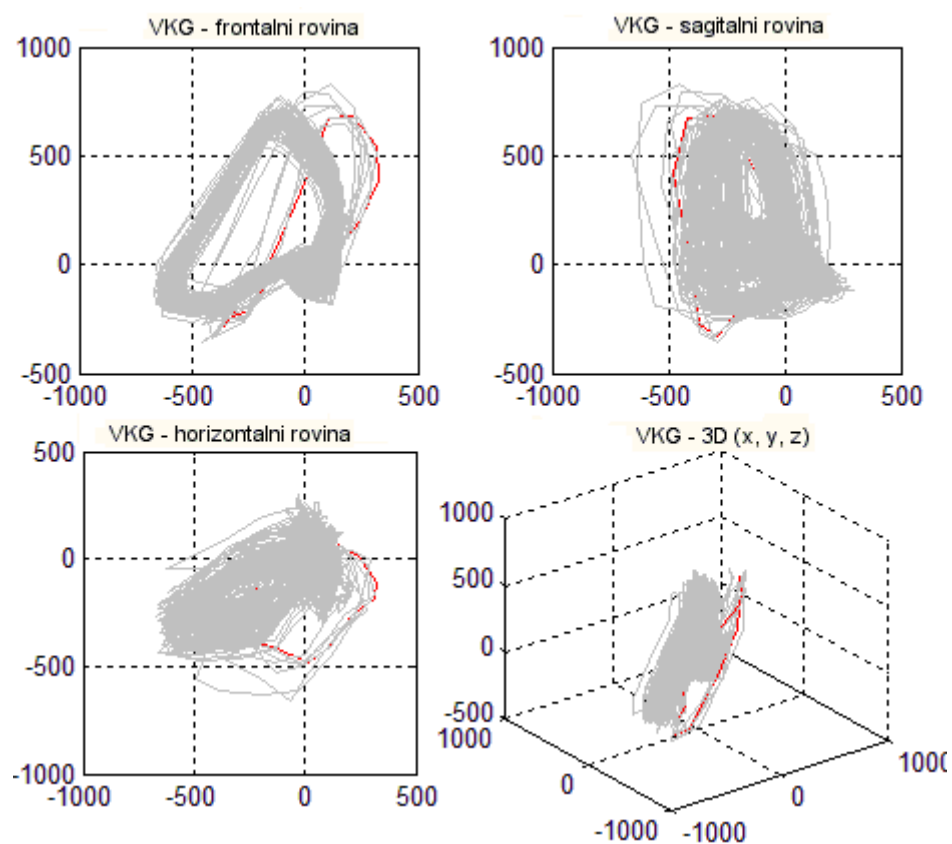
Obr. 27 Frankovy ortogonální svody při správném rozmístění

Na Obr. 27 jsou nahrány všechny 3 ortogonální Frankovy svody x, y, z při správném umístění, reprezentativním svodem je x. Modrou barvou je charakterizován výstup x, tyrkysovou y a zelenou svod z. Po vykreslení křivek je potřeba se zaměřit na jeden nejlépe klasifikovatelný srdeční cyklus, což provedeme pomocí vymezení červených vertikálních linií. Pro hodnocení VKG je důležité přesně vymezit QRS komplex těmito liniemi, aby došlo k uzavření VKG smyček.

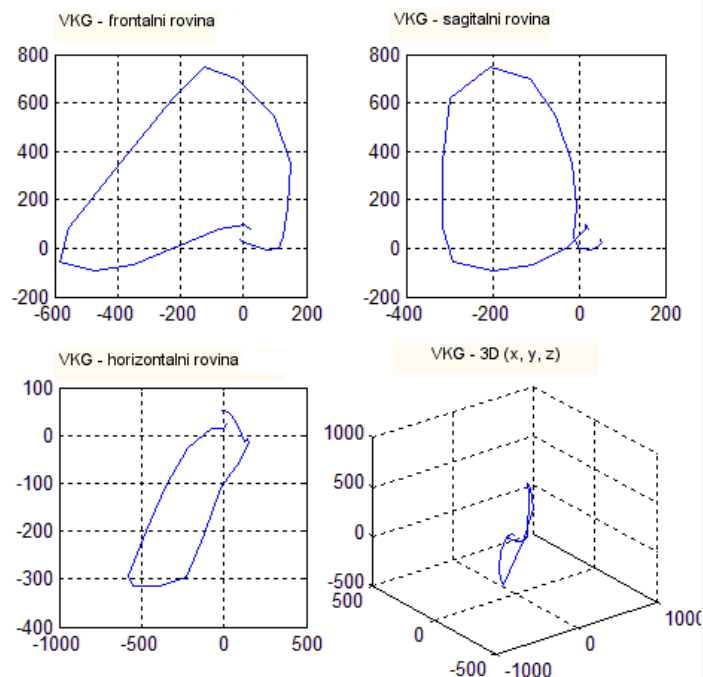
Pak již můžeme samostatně VKG smyčky vykreslit a to buď aktuální, které nalezneme na Obr. 28, všechny Obr. 29 nebo průměrné Obr. 30.



Obr. 28 Aktuální VKG smyčky ve všech rovinách při správném rozmístění

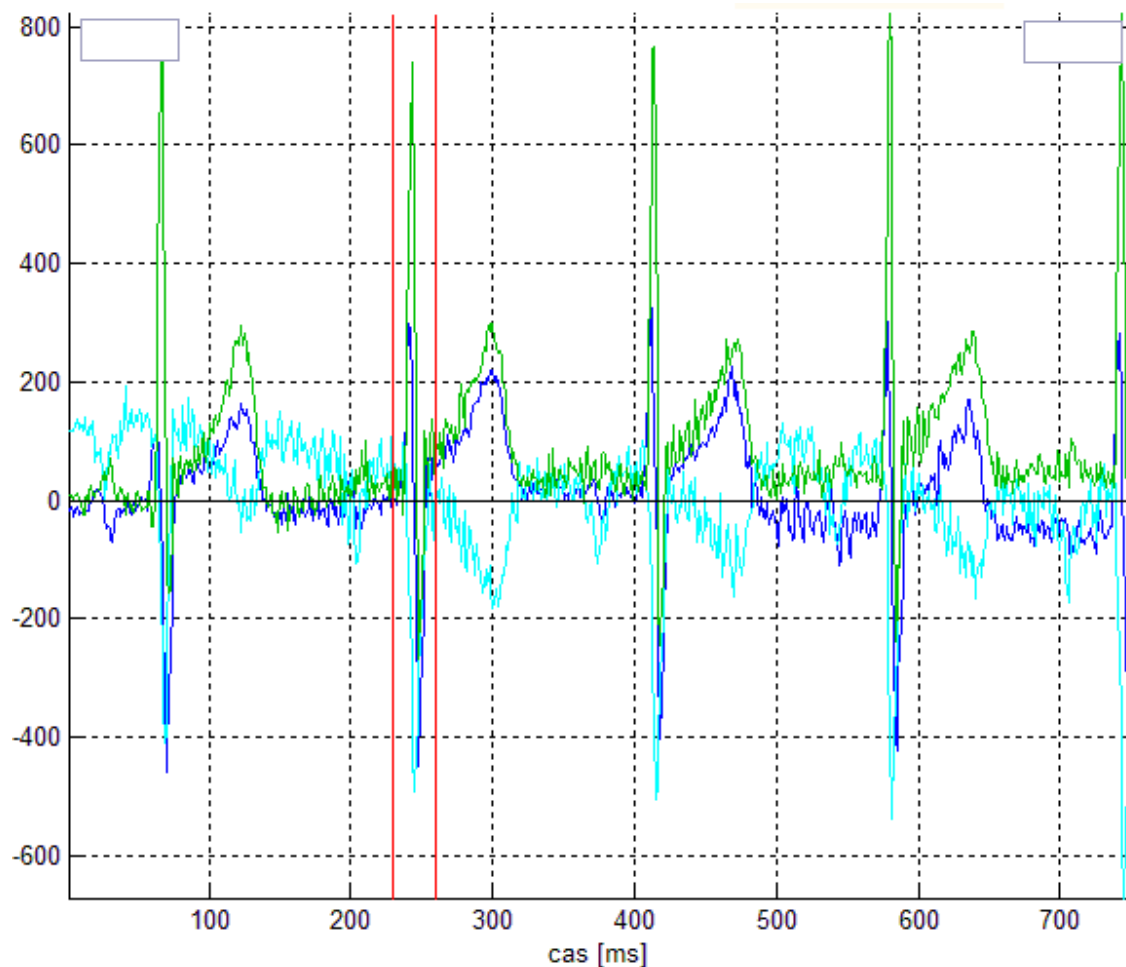


Obr. 29 Všechny VKG smyčky ve všech rovinách při správném rozmístění

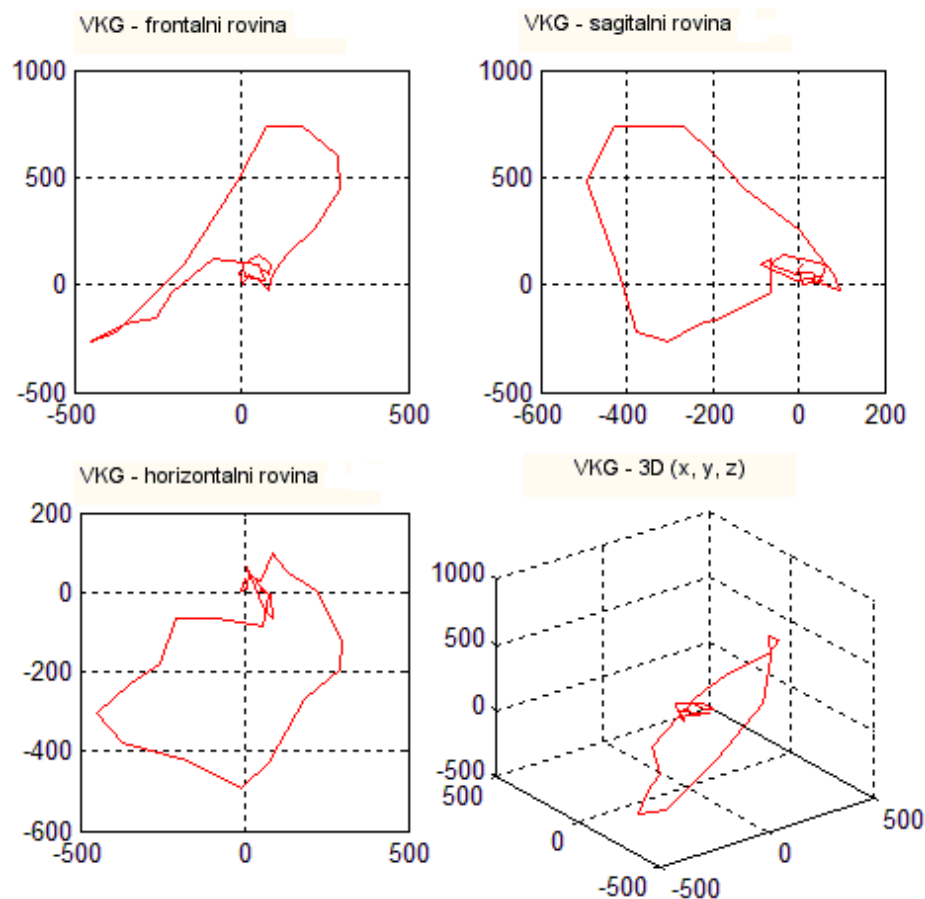


Obr. 30 Průměrné VKG smyčky ve všech rovinách při správném rozmístění

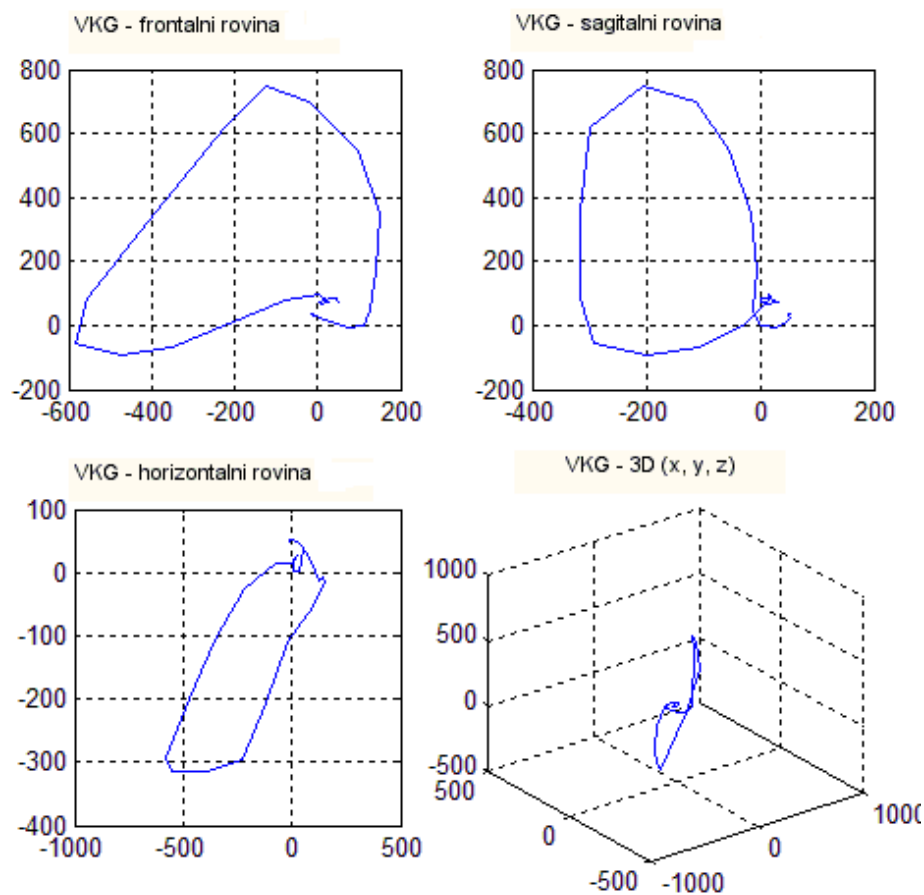
Nyní budeme celý postup opakovat s ortogonálními svody x , y , z ve „změněném“ rozmístění elektrod. Vzhledem k tomu, že se při měření ve správném rozmístění všech elektrod, všechny elektrody překrývaly, mělo by být patrné, že výstupní VKG smyčky budou stejné.



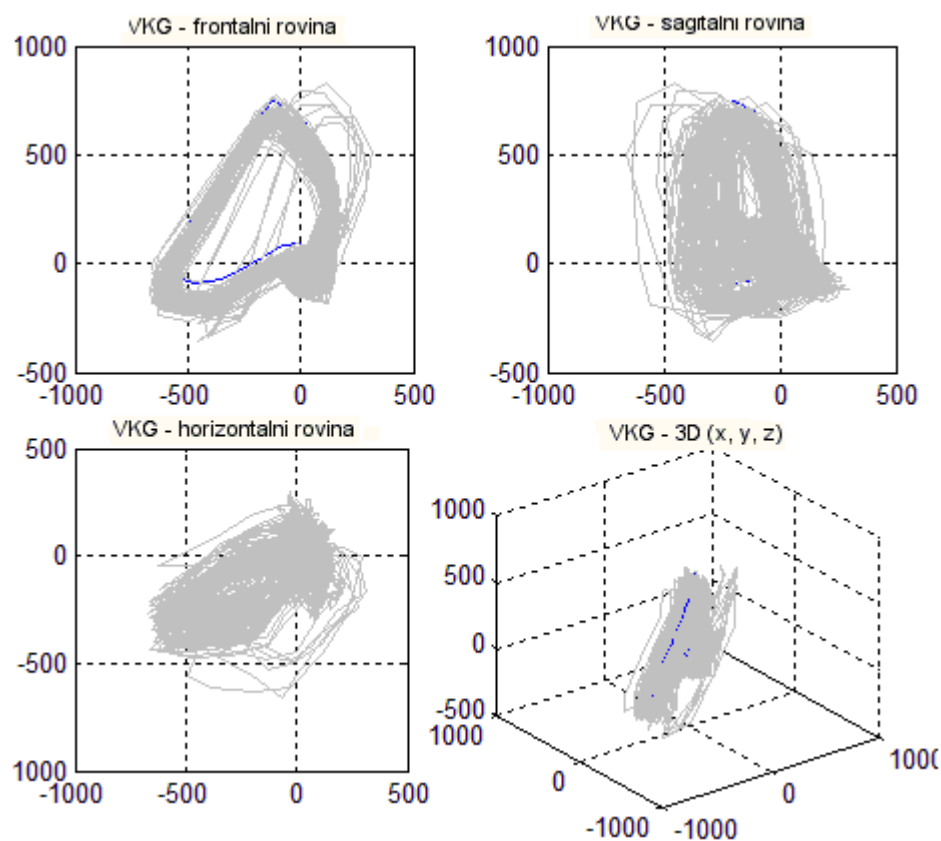
Obr. 31 Frankovy ortogonální svody při změněném rozmístění



Obr. 32 Aktuální VKG smyčky ve všech rovinách při změněném rozmístění



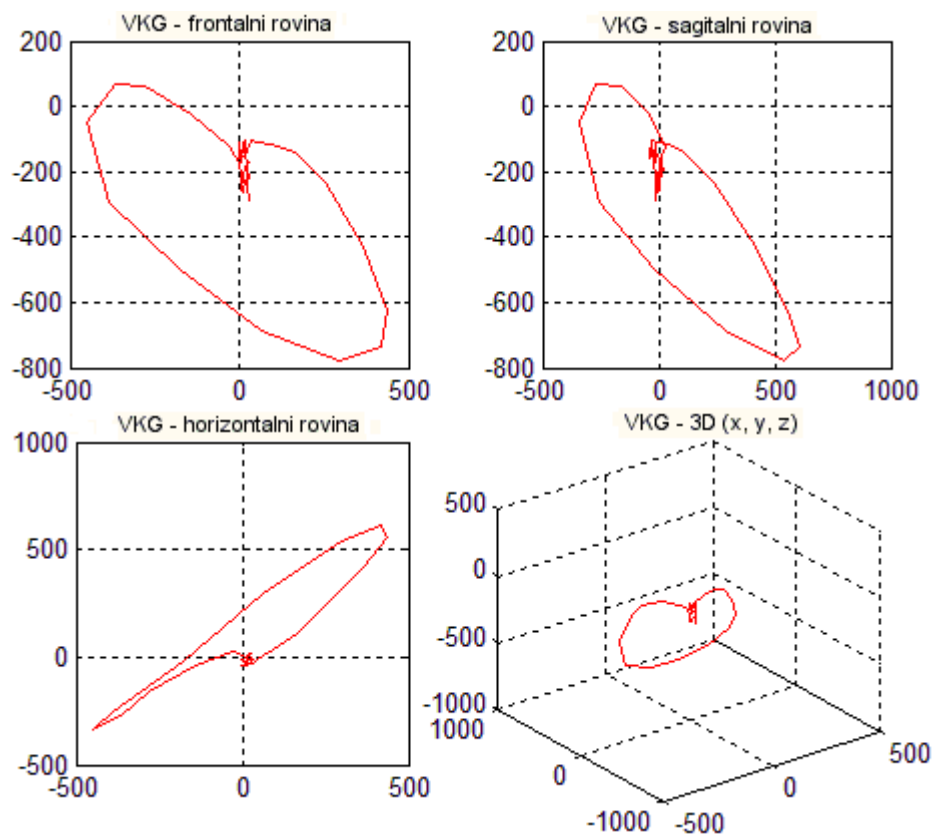
Obr. 33 Průměrné VKG smyčky ve všech rovinách při změněném rozmístění



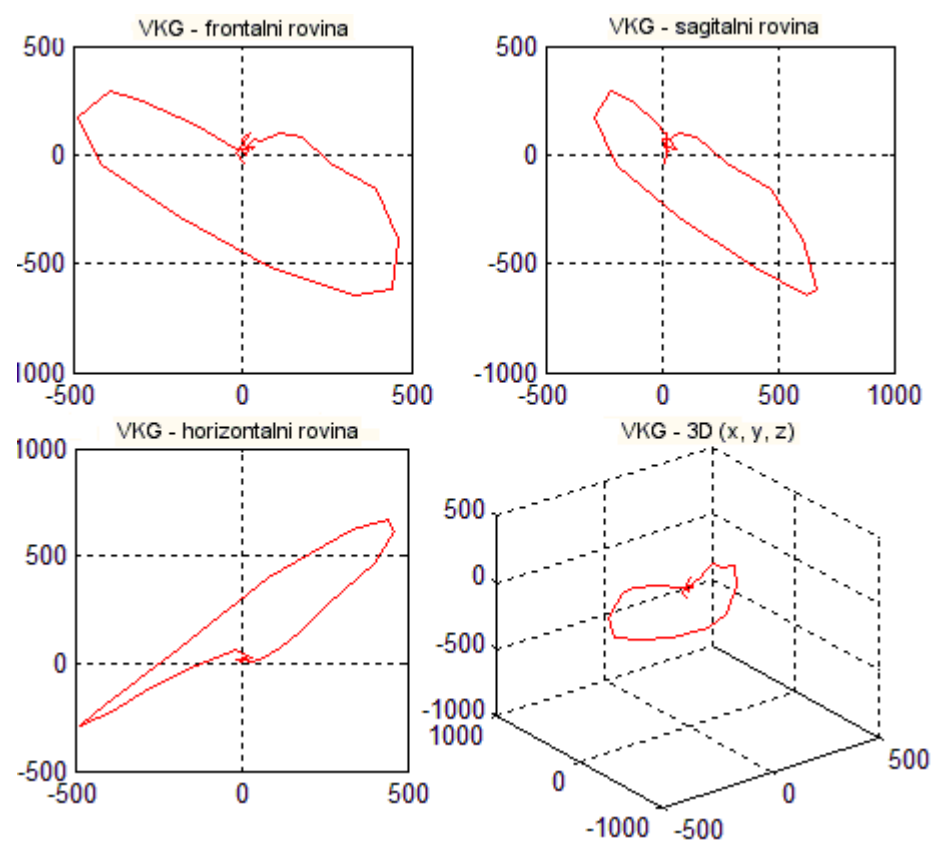
Obr. 34 Všechny VKG smyčky ve všech rovinách při změněném rozmístění

6.3 Elektroda H

6.3.1 Posun 1cm nahoru a dolů

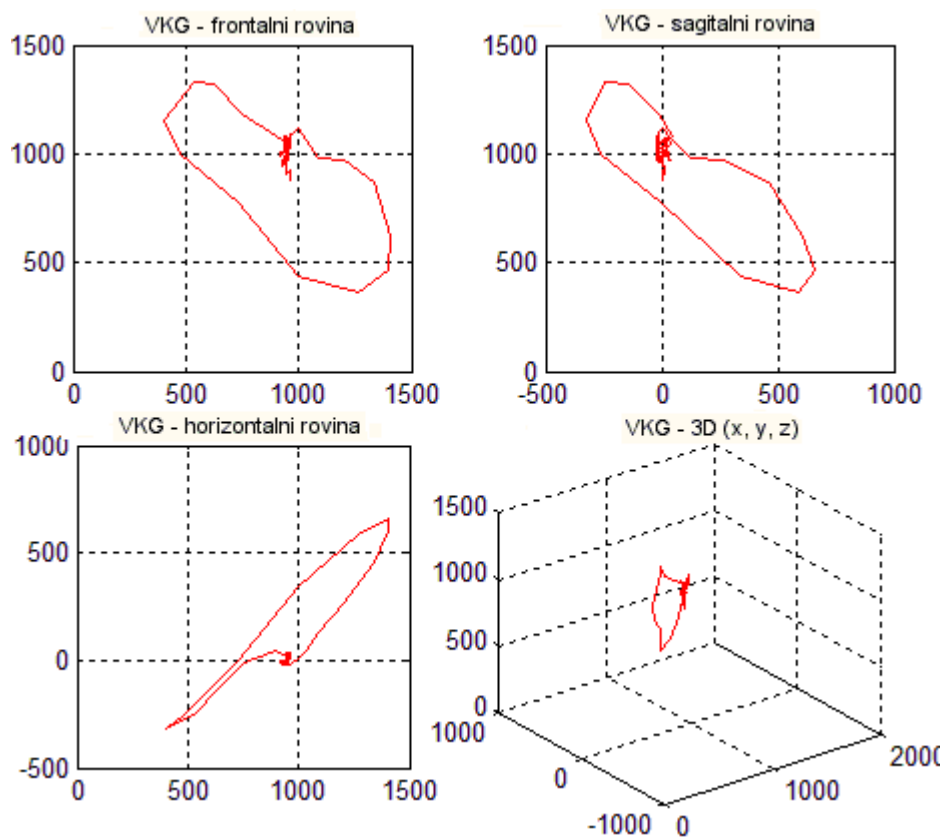


Obr. 35 Aktuální VKG smyčky elektrody H, posun 1 cm nahoru

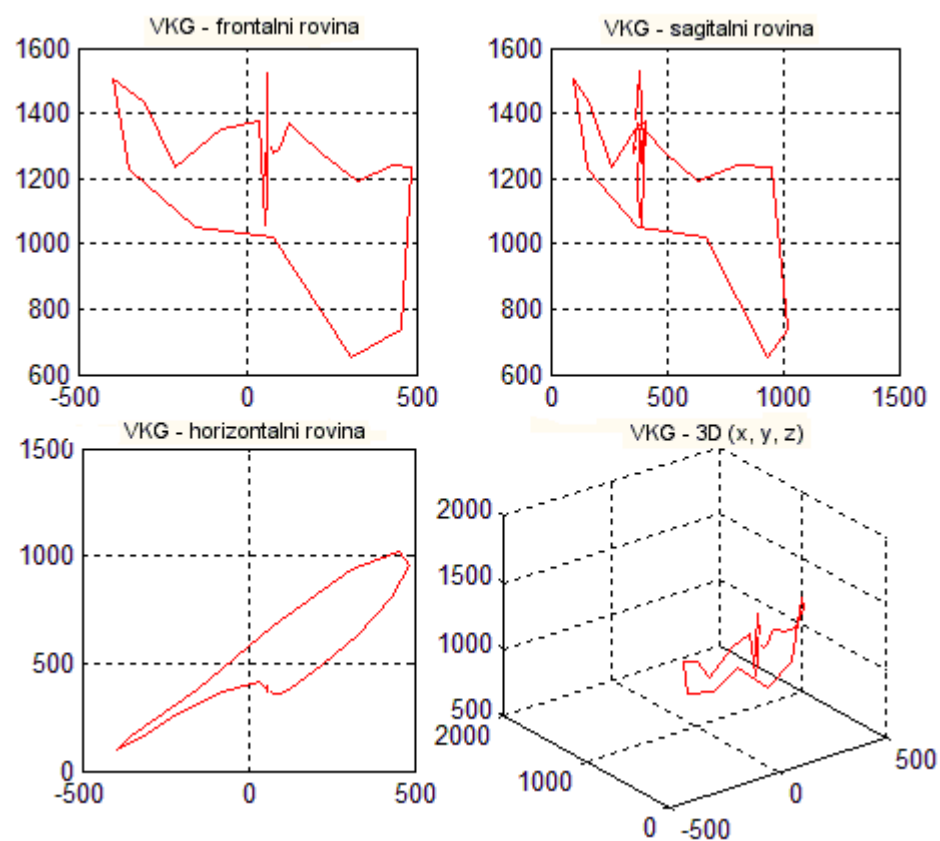


Obr. 36 Aktuální VKG smyčky elektrody H, posun 1 cm dolů

6.3.2 Posun 1 cm vlevo a vpravo

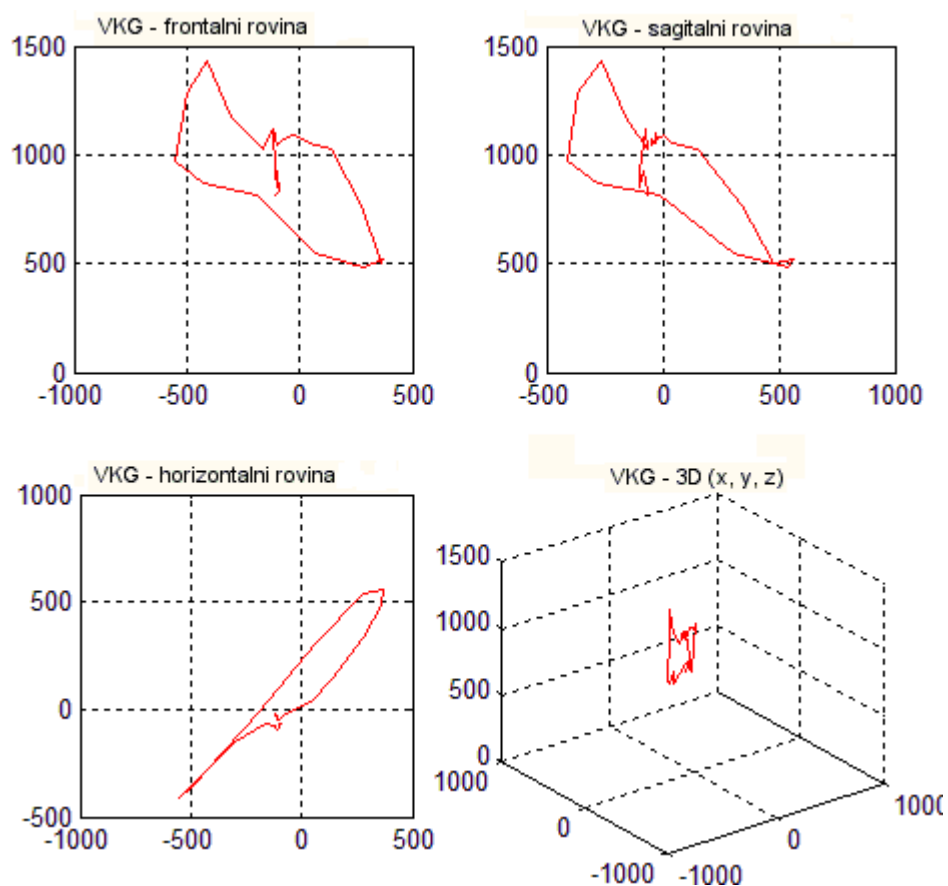


Obr. 37 Aktuální VKG smyčky elektrody H, posun 1 cm vlevo

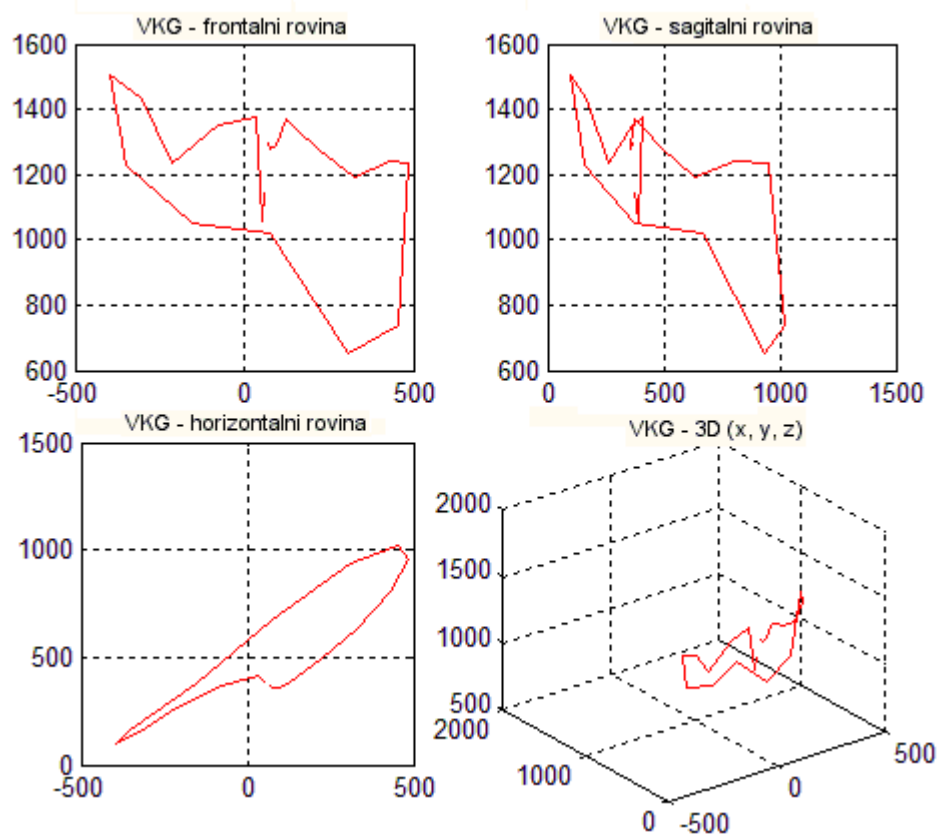


Obr. 38 Aktuální VKG smyčky elektrody H, posun 1 cm vpravo

6.3.3 Posun 2 cm vlevo a vpravo



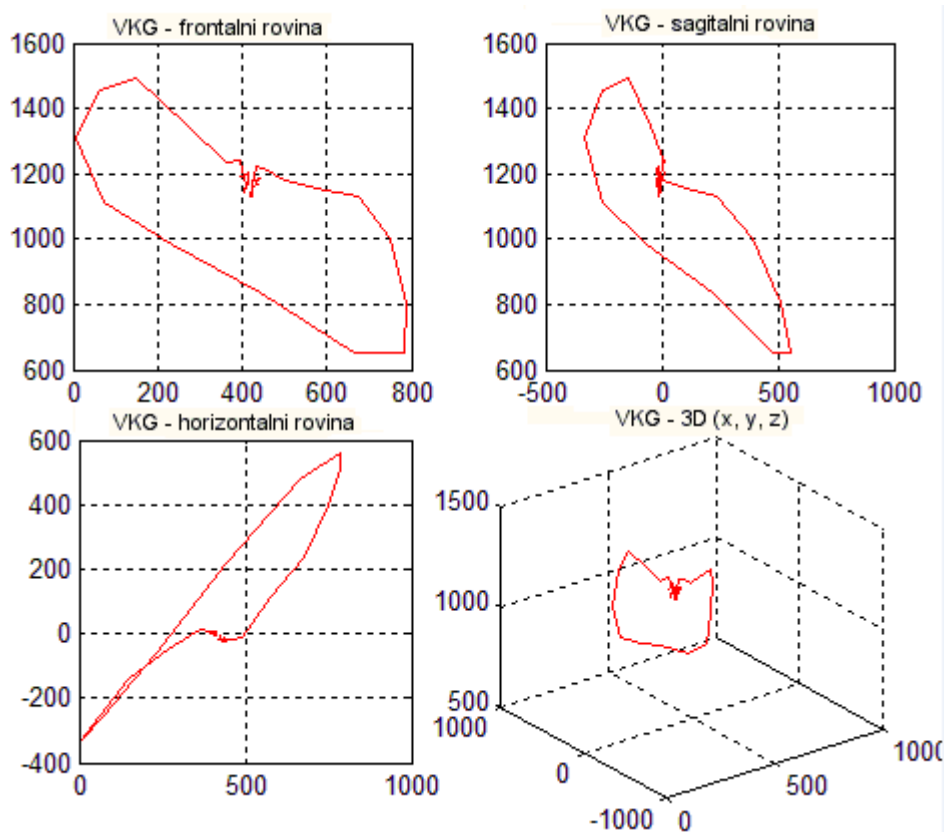
Obr. 39 Aktuální VKG smyčky elektrody H, posun 2 cm vlevo



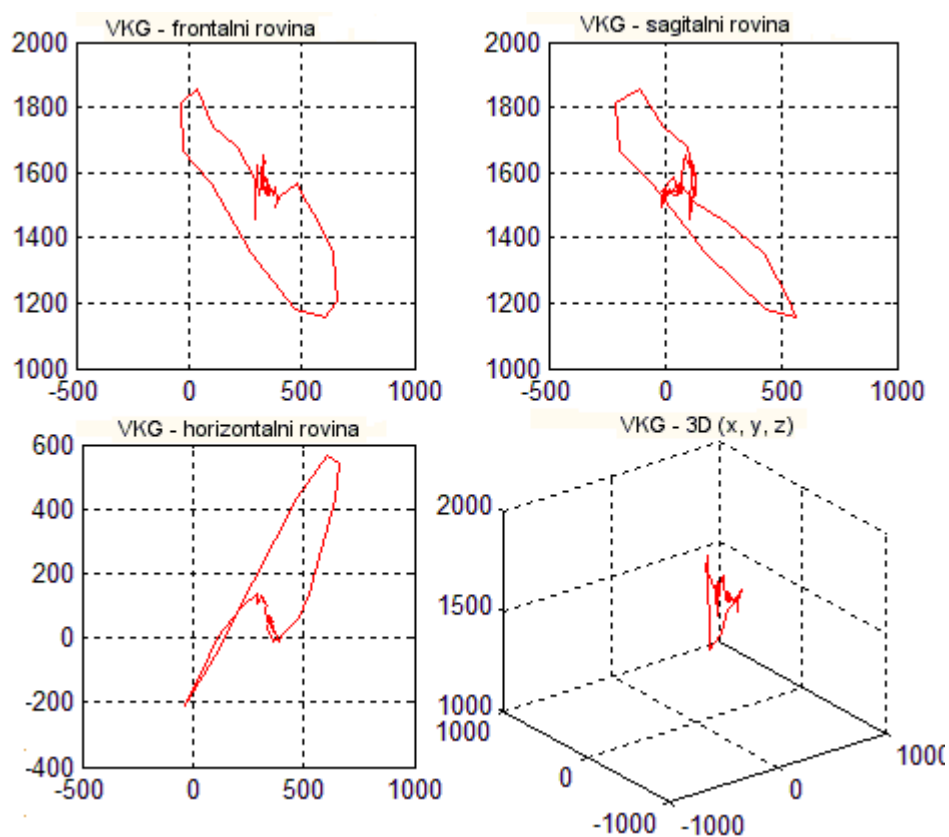
Obr. 40 Aktuální VKG smyčky elektrody H, posun 2 cm vpravo

6.4 Elektroda F

6.4.1 Posun 1 cm nahoru a dolů

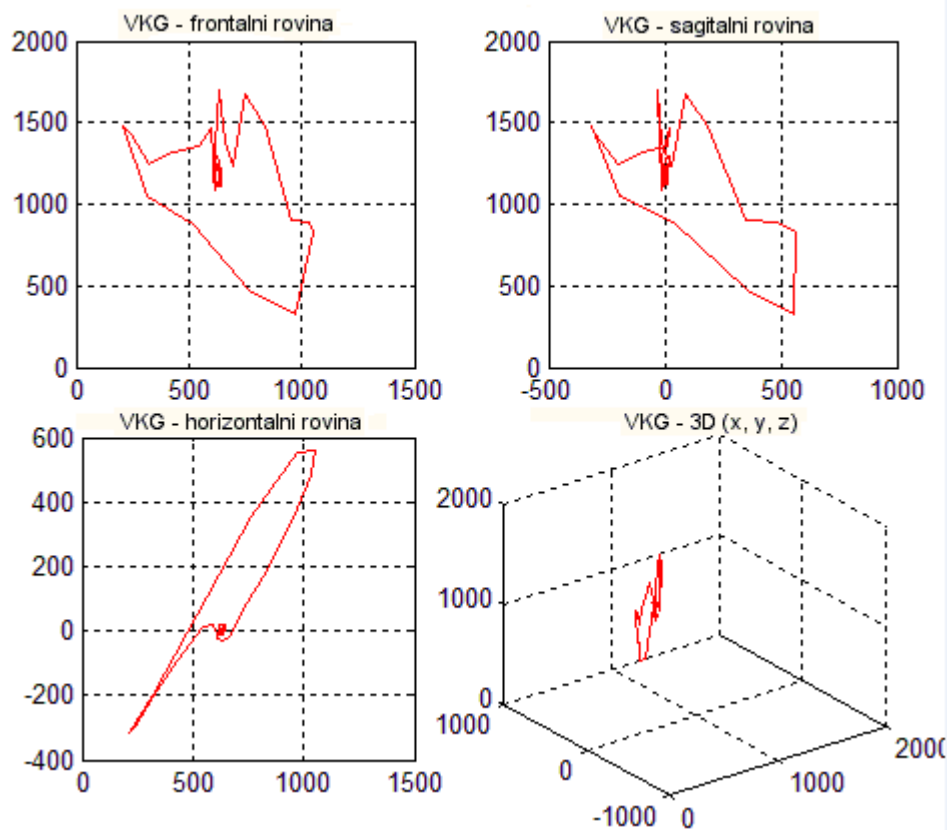


Obr. 41 Aktuální VKG smyčky elektrody F, posun 1 cm nahoru

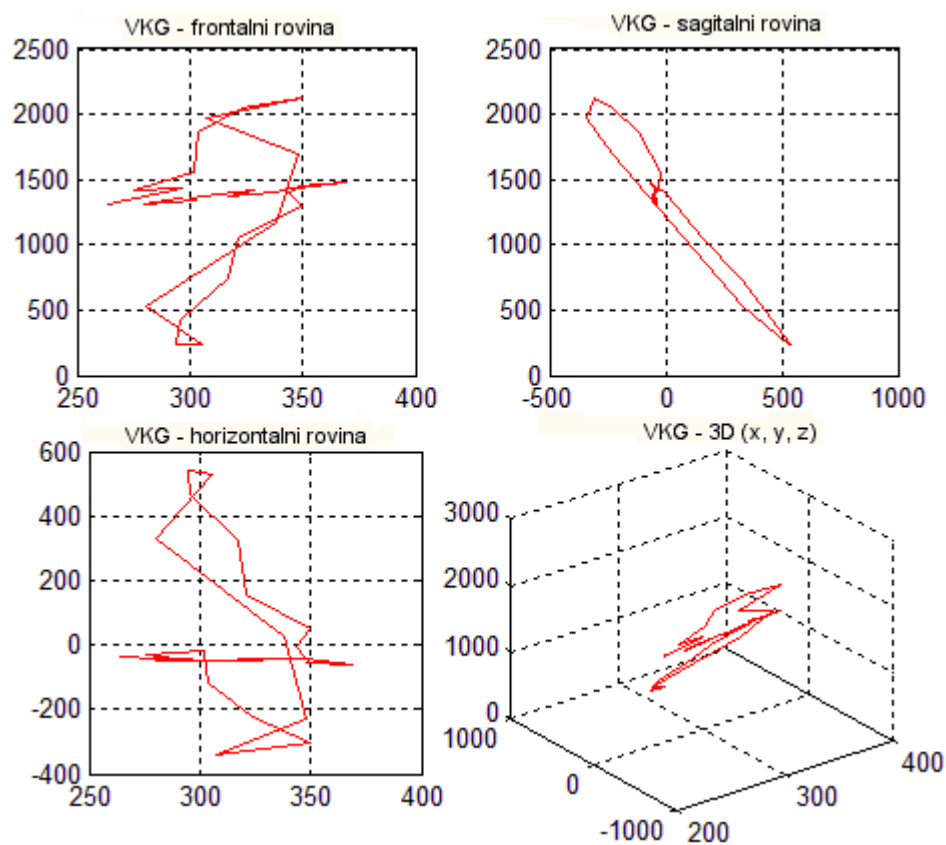


Obr. 42 Aktuální VKG smyčky elektrody F, posun 1 cm dolů

6.4.2 Posun 2 cm nahoru a dolů



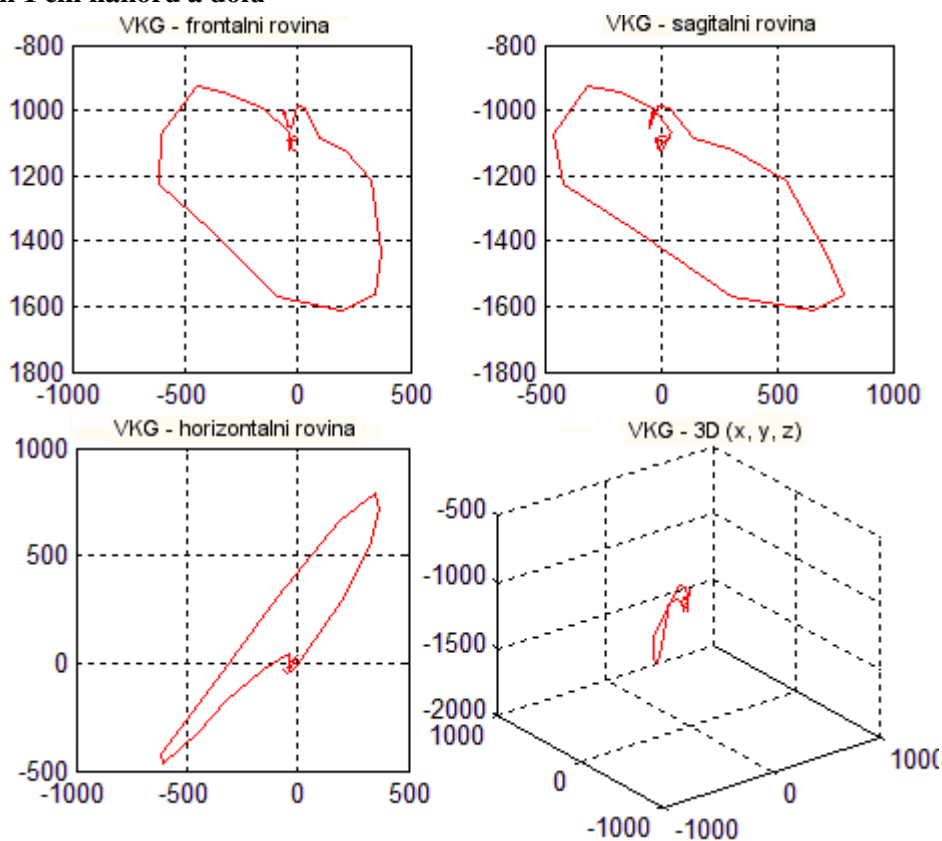
Obr. 43 Aktuální VKG smyčky elektrody F, posun 2 cm nahoru



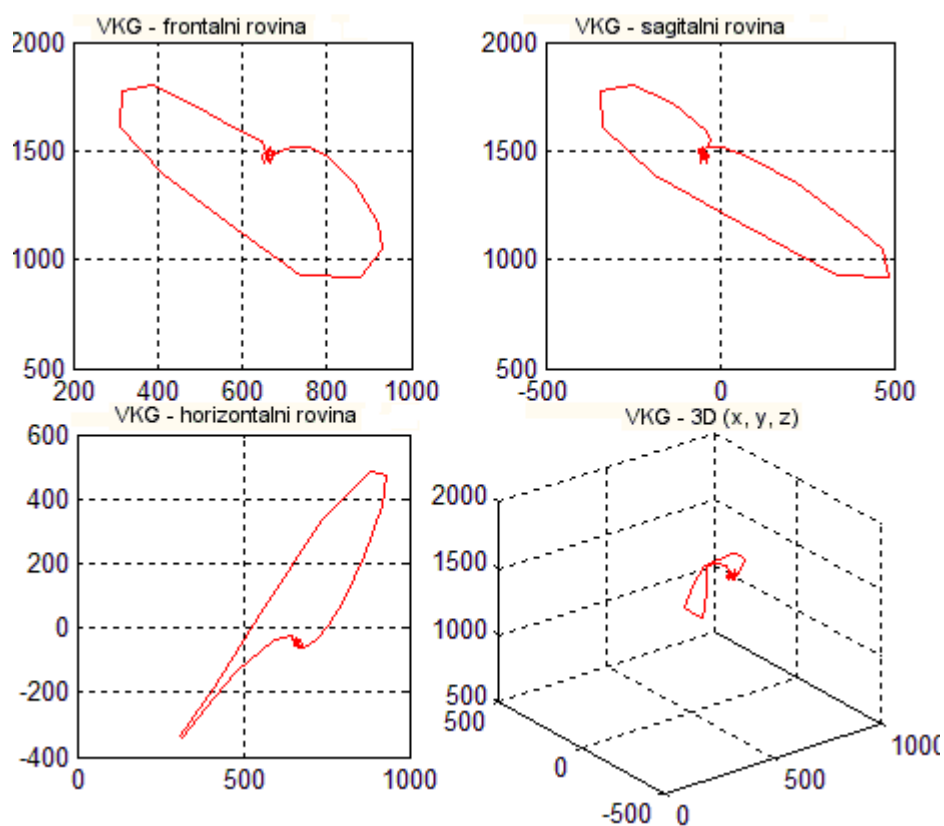
Obr. 44 Aktuální VKG smyčky elektrody *F*, posun 2 cm dolů

6.5 Rovina C, A, I, E, M

6.5.1 Posun 1 cm nahoru a dolů

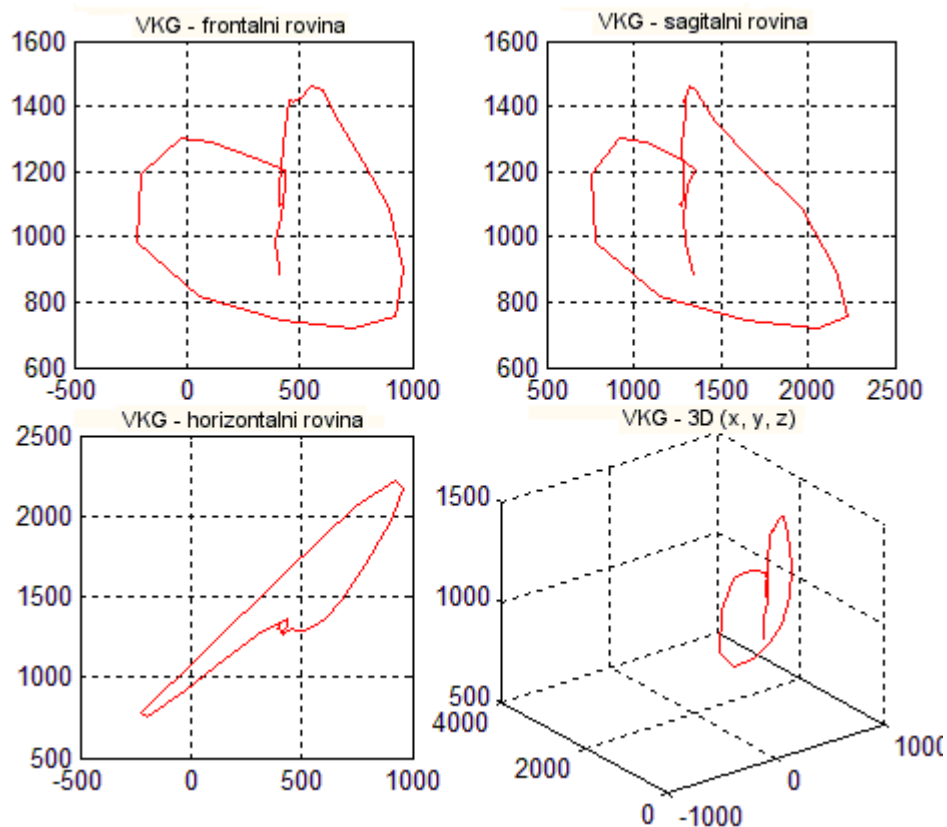


Obr. 45 Aktuální VKG smyčky horizontální roviny, posun 1 cm nahoru

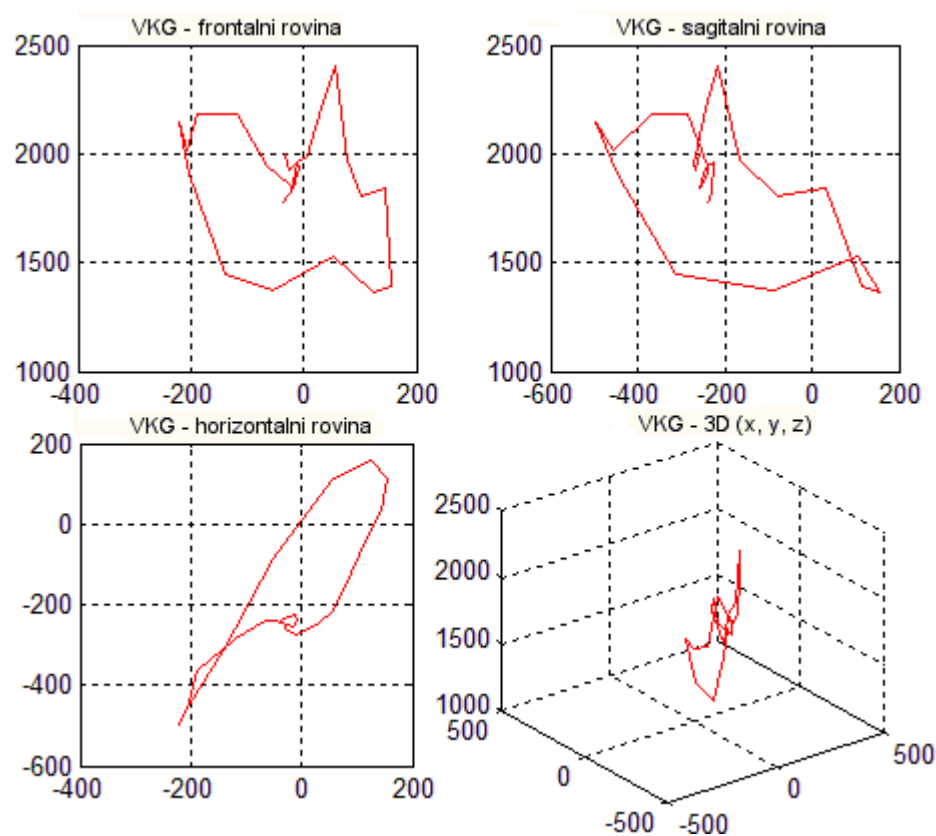


Obr. 46 Aktuální VKG smyčky horizontální roviny, posun 1 cm dolů

6.5.3 Posun 2 cm nahoru a dolů



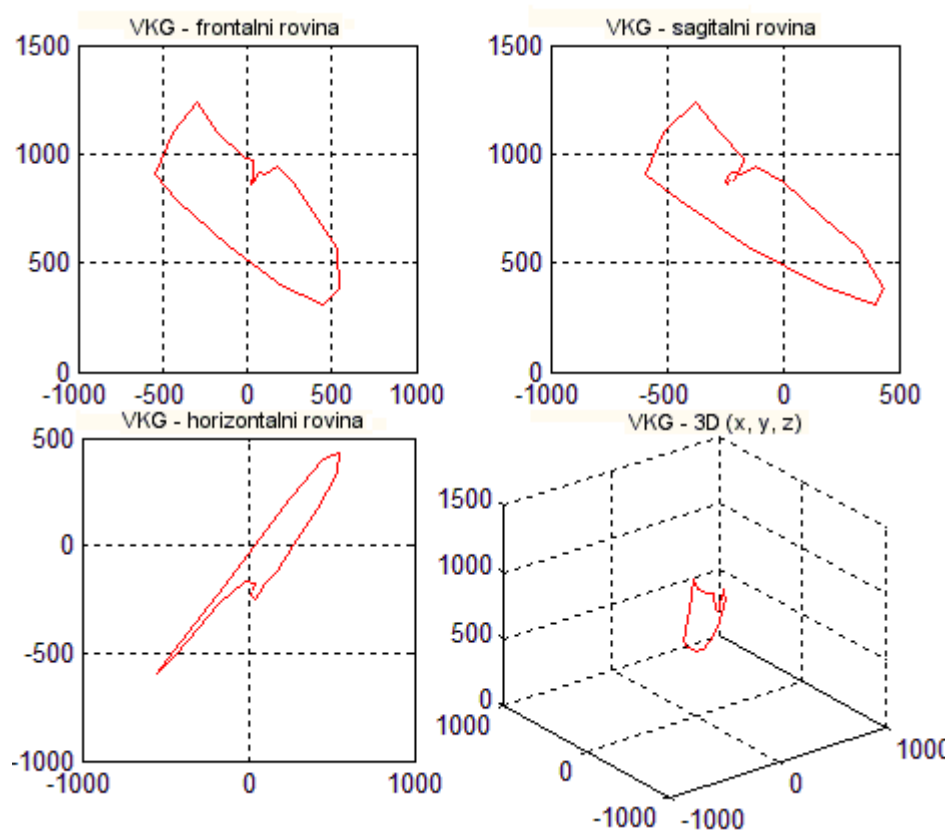
Obr. 47 Aktuální VKG smyčky horizontální roviny, posun 2 cm nahoru



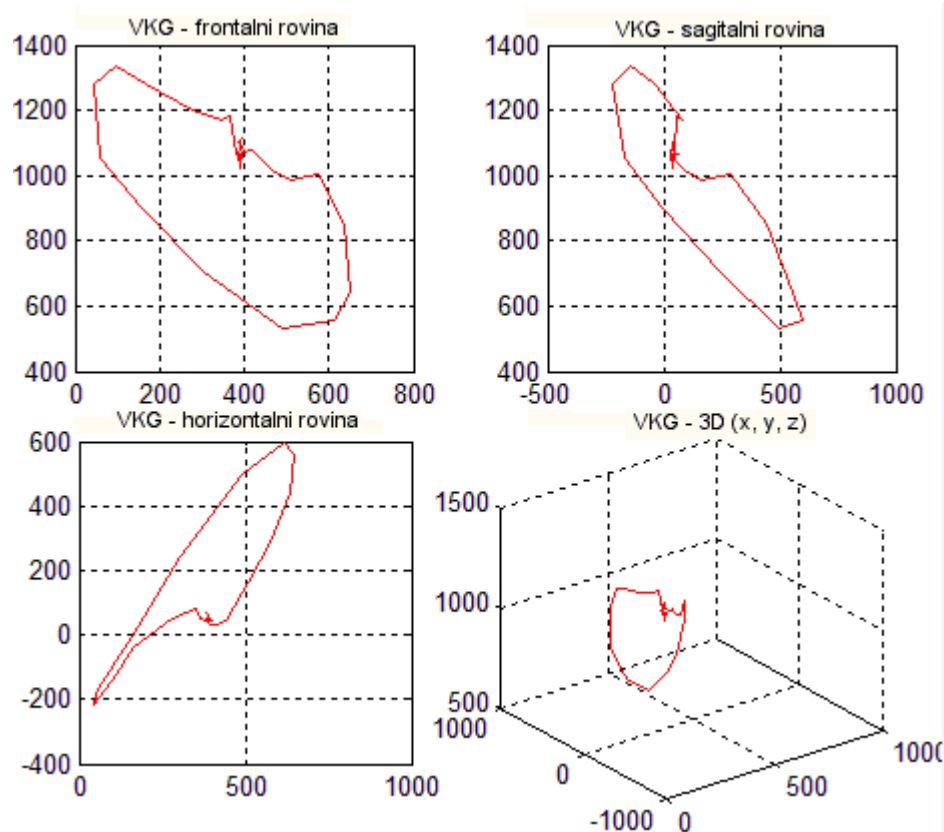
Obr. 48 Aktuální VKG smyčky horizontální roviny, posun 2 cm dolů

6.6 Elektroda C

6.6.1 Posun 1 cm nahoru a dolů

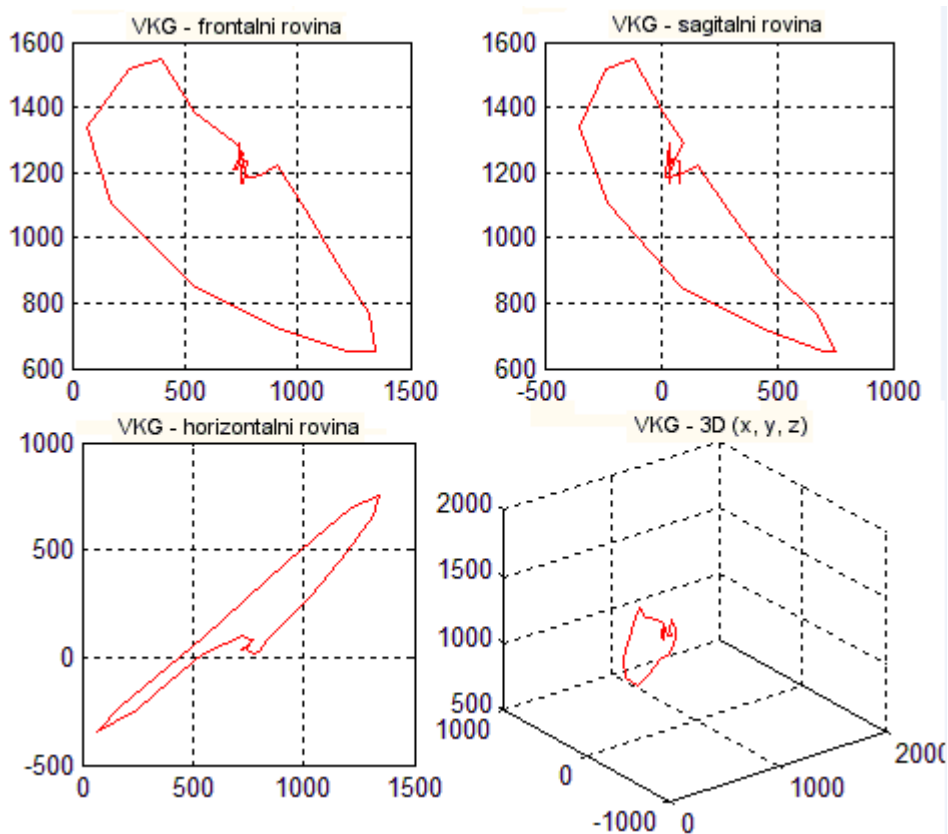


Obr. 49 Aktuální VKG smyčky elektrody C, posun 1 cm nahoru

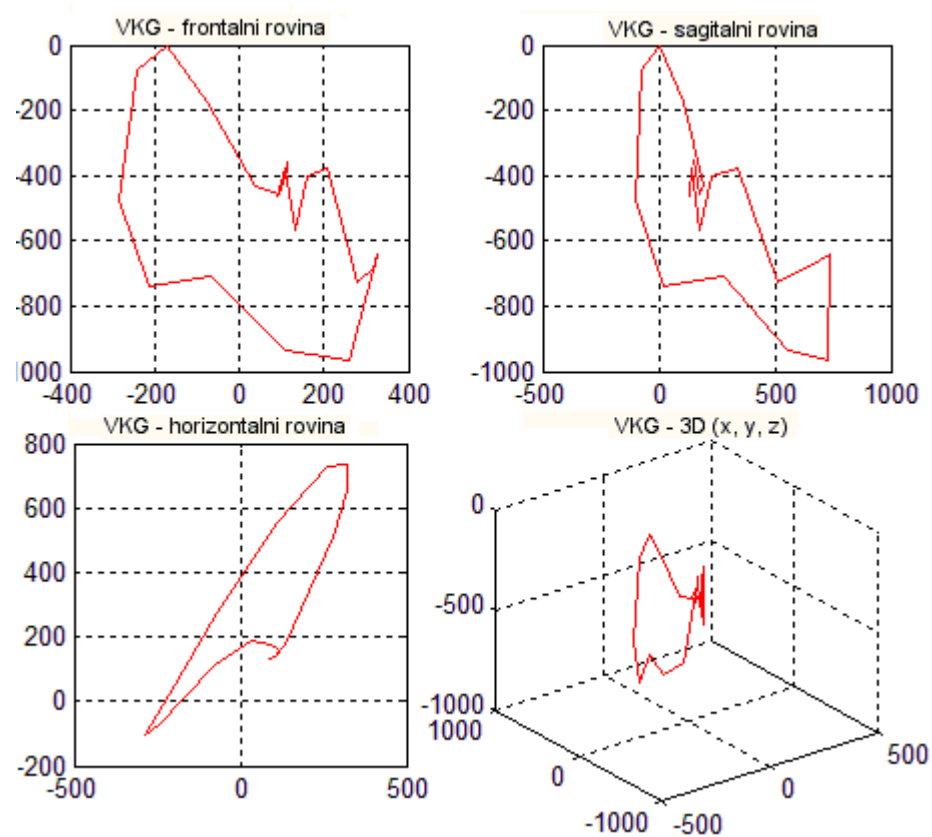


Obr. 50 Aktuální VKG smyčky elektrody C, posun 1 cm dolů

6.6.1 Posun 2 cm nahoru a dolů

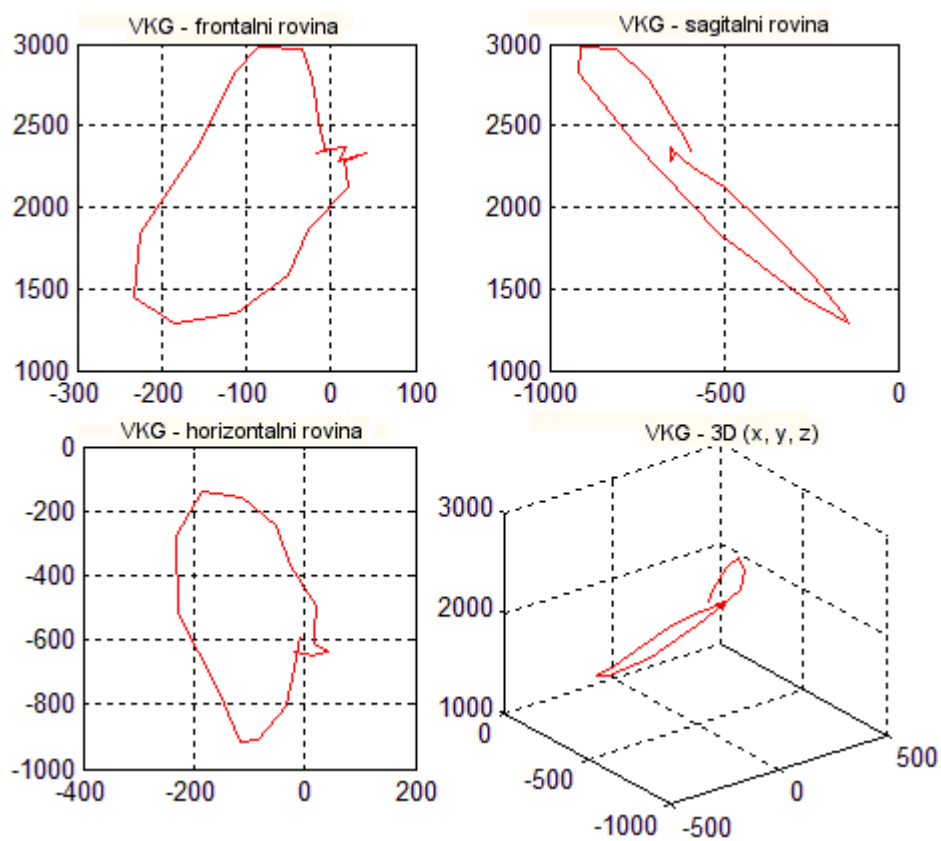


Obr. 51 Aktuální VKG smyčky elektrody C, posun 2 cm nahoru

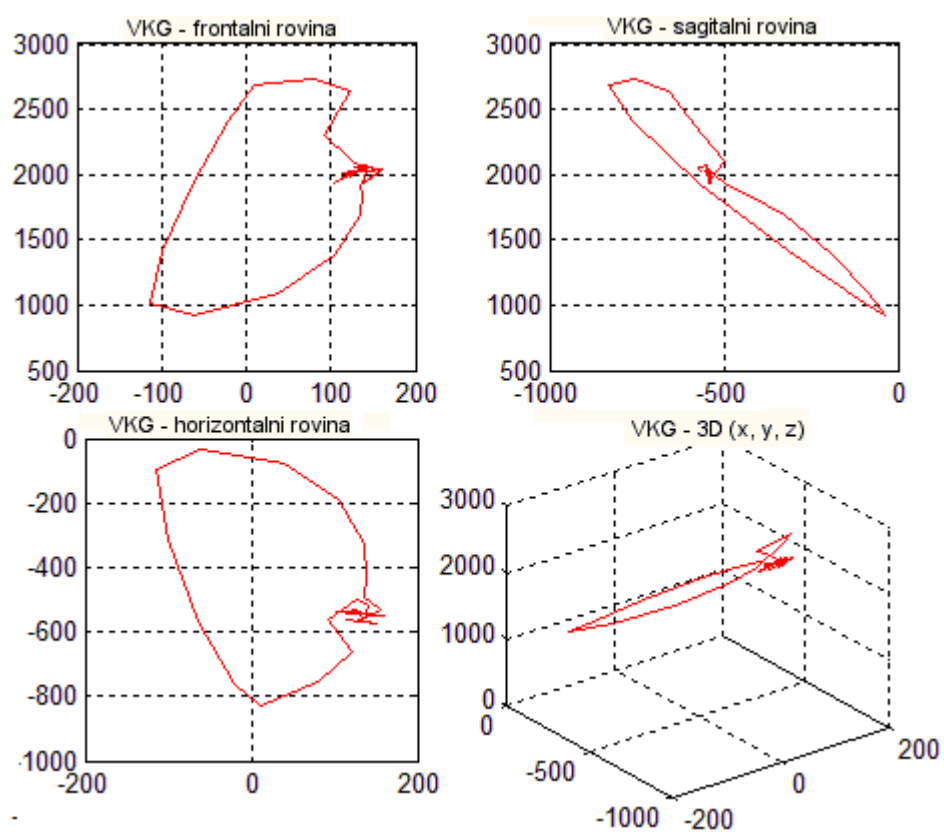


Obr. 52 Aktuální VKG smyčky elektrody C, posun 2 cm dolů

6.6.2 Posun 15° vlevo a vpravo



Obr. 53 Aktuální VKG smyčky elektrody C, posun 15° vlevo



Obr. 54 Aktuální VKG smyčky elektrody C, posun 15° vlevo

7 Vyhodnocení dosažených výsledků

Vzhledem k tomu, že programová aplikace ekg1vkg nenabízí žádné číselně hodnotitelné výstupy, bylo na základě studií vektorkardiografických smyček zvoleno grafické vyhodnocení. Dosažené výsledky byly zpracovány na podnětu konzultace s kardiologem Třínecké nemocnice Podlesí, studie významu vektorkardiogramu v kardiologické diagnostice 21. století a studie hodnocení srdečního syndromu X pomocí vektorkardiografických smyček.

Vektor je měřicí jednotka, která má směr, velikost a intenzitu. Vektorkardiografická smyčka reprezentuje pozici všech okamžitých vektorů v každém okamžiku při srdeční depolarizaci a repolarizaci. Proto se při vyhodnocení výsledků zaměříme jednak na tvar a velikost posunuté smyčky v porovnání s její správnou polohou a především velikost a směr posunu maximálního vektoru QRS komplexu.

Výstupní vektorkardiografické smyčky byly pro snadnější zpracování překresleny v programu CorelDRAW Graphics Suite X7. Nejprve byl porovnán tvar a velikost smyček z původních grafů a poté byly všechny smyčky posunuty do nuly, aby bylo možné hodnotit směr a velikost maximálního vektoru QRS komplexu a jeho posun od správné polohy. Do jednoho grafu byla vždy vykreslena správná poloha a posun podle předem stanovených závislostí nahoru nebo dolů, doleva nebo doprava ve všech rovinách.

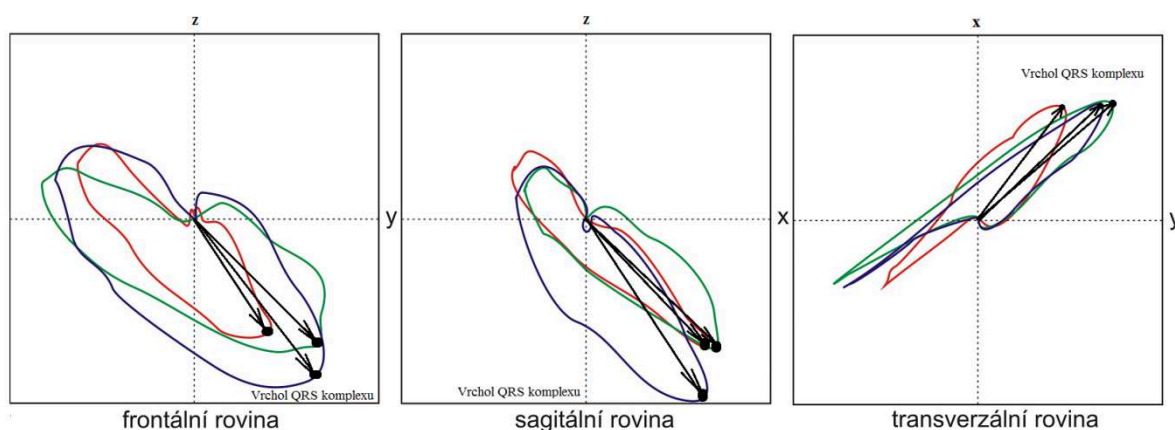
7. 1. Elektroda H

7.1.1 Posun 1 cm nahoru a dolů

Na následujícím obrázku je porovnání vektorkardiografických smyček v posunu 1 cm nahoru a dolů. Správně naměřená poloha je označená červenou barvou, modrá smyčka odpovídá posunu elektrody H o 1 cm nahoru a zelená smyčka je posunem elektrody H o 1 cm dolů.

Dále je vyznačen vrchol QRS komplexu, společně s velikostí a směrem maximálního QRS vektoru. Z těchto grafů byla odečtena hodnota maximálního úhlu a zaznamenána do tabulky.

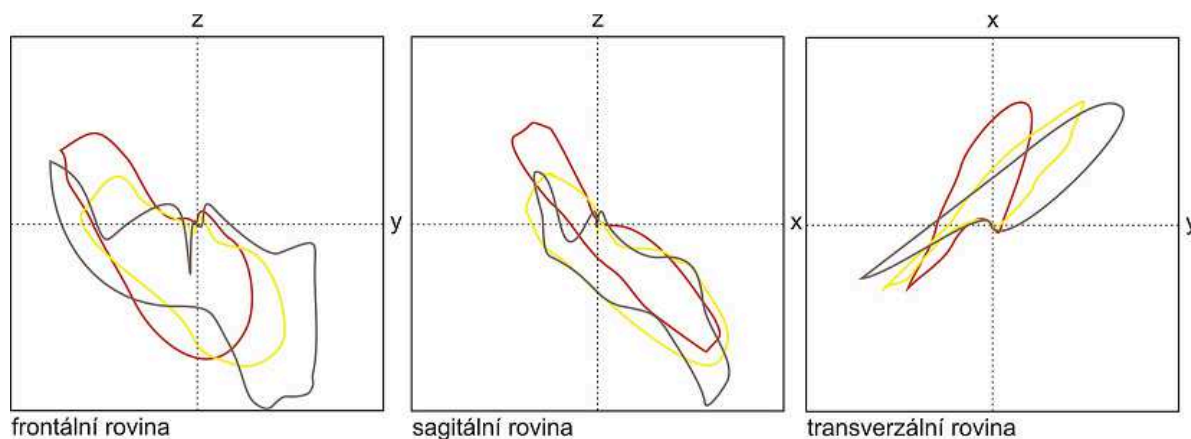
Vizuálně smyčky nepodléhaly žádné hodnotitelné deformaci, nepředpokladatelné změně tvaru ani velikosti.



Obr. 55 Srovnání vektorkardiografických smyček posunu 1 cm nahoru a dolů od správné polohy

7.1.2 Posun 1 cm vlevo a vpravo

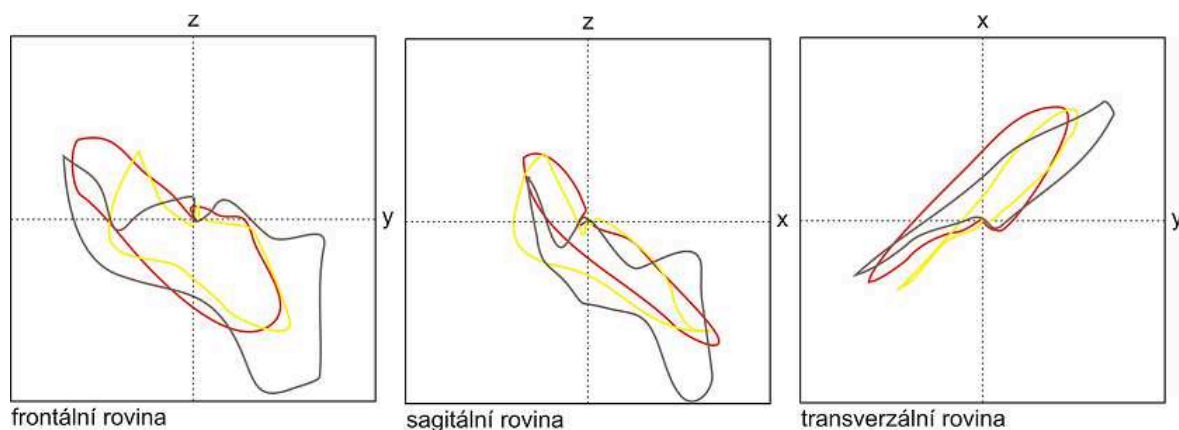
Následující obrázek ukazuje posun elektrody H o 1 cm vlevo a vpravo od správně definované polohy, kterou značí červená smyčka, žlutá smyčka je posunem doleva a hnědá doprava. Tvarově můžeme pozorovat větší změny smyčky ve frontální a sagitální rovině. Při posunu elektrod vpravo, co se týče velikosti křivky, také došlo ke zmenšení a to znamená, že při měření vektorů vzdálenějšího srdci podléhá křivka větší deformaci. Vrchol QRS komplexu již nebyl do obrázku značen z důvodu přehlednosti, ovšem je zaznamenán stejně jako posun ve všech rovinách do tabulky.



Obr. 56 Srovnání vektorkardiografických smyček posunu 1 cm vlevo a vpravo od správné polohy

7.1.2 Posun 2 cm vlevo a vpravo

Při posunu elektrod o 2 cm do boku se vizuálně jeví stejné změny jako při posunu o 1 cm do boku. Maximální hodnoty QRS vektoru, stejně jako posuny nalezneme v tabulce.



Obr. 57 Srovnání vektorkardiografických smyček posunu 2 cm vlevo a vpravo od správné polohy

Elektroda H	FRONTÁLNÍ ROVINA		
	Maximální úhel QRS komplexu [°]	Posun [°]	Směr posunu
Správné umístění	-56		
1 cm nahoru	-51	5	proti směru HR
1cm dolů	-44,5	11,5	proti směru HR
Správné umístění	-82,5		
1cm vlevo	-61	21,5	proti směru HR
1 cm vpravo	-65	17,5	proti směru HR
Správné umístění	-55		
2 cm vlevo	-50	5	proti směru HR
2 cm vpravo	-52	3	proti směru HR
Elektroda H	SAGITÁLNÍ ROVINA		
	Maximální úhel QRS komplexu [°]	Posun [°]	Směr posunu
Správné umístění	-46		
1 cm nahoru	-56,5	10,5	po směru HR
1cm dolů	-44	2	proti směru HR
Správné umístění	-41,5		
1cm vlevo	-51	9,5	po směru HR
1 cm vpravo	-58	17	po směru HR
Správné umístění	-44		
2 cm vlevo	-43	1	proti směru HR
2 cm vpravo	-57	13	po směru HR
Elektroda H	TRANSVERZÁLNÍ ROVINA		
	Maximální úhel QRS komplexu [°]	Posun [°]	Směr posunu
Správné umístění	54		
1 cm nahoru	43	11	po směru HR
1cm dolů	42	12	po směru HR
Správné umístění	77		
1cm vlevo	55	24	po směru HR
1 cm vpravo	42	35	po směru HR
Správné umístění	56,5		
2 cm vlevo	49,5	7	po směru HR
2 cm vpravo	42	14,5	po směru HR

Tab. 1 Srovnání maximálních úhlů QRS komplexu, posunu a směru posunu ve všech rovinách pro elektrodu H

U elektrody H, která je umístěná na krku pacienta došlo k největší změně úhlu vektoru ve frontální rovině při posunu elektrody o 1 cm vlevo, markantní je také změna při posunu elektrody o 1 cm vpravo a 1 cm dolů. Všechny výchylky posunu vektoru byly ve směru hodinových ručiček.

V sagitální rovině došlo k největšímu vychýlení u posunu 1 cm vpravo a 2 cm vpravo, nezanedbatelný je také posun o 1 cm vlevo a 1 cm nahoru. V této rovině dochází jak k posunům proti směru hodinových ručiček, tak se směrem. Je však prokazatelné, že pokud se jedná o posun proti směru, je výchylka vesměs zanedbatelná.

Poslední hodnotící rovinou u elektrody H je rovina transverzální, kde jsou nejzřetelnější posuny u 1 cm doleva i doprava, u posunu o 2 cm do boku je vidět větší rozdíl u posunu vpravo než vlevo a u posunu o 1 cm nahoru či dolů jsou hodnoty stejné. Všechny posuny v transverzální rovině byly po směru hodinových ručiček.

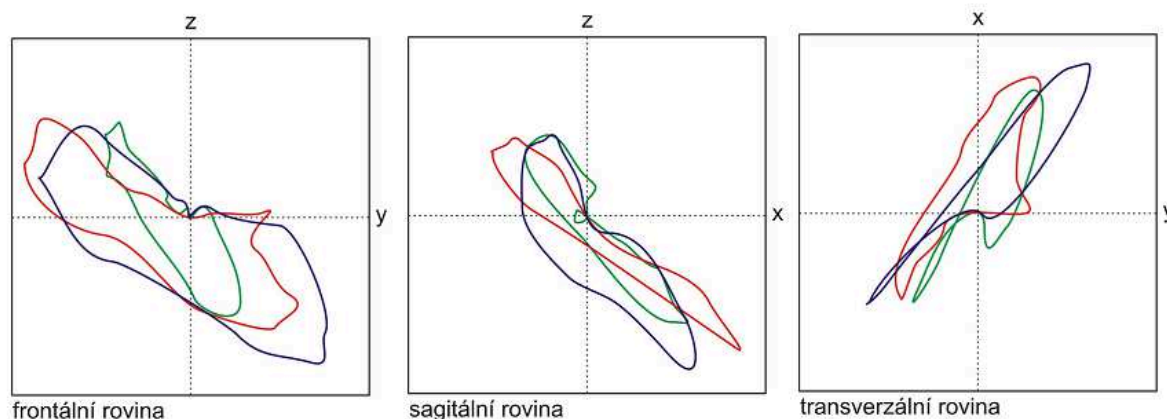
7. 2. Elektroda F

V následujících dvou podkapitolách je hodnocena změna umístění elektrody F na levé noze.

7.2.1 Posun 1 cm nahoru a dolů

Ve frontální rovině můžeme pozorovat deformaci vektorkardiografické smyčky jak ve správné poloze, tak v posunech. Co se týče velikosti, vidíme, že při posunu o 1 cm dolů je také smyčka výrazně menší, což můžeme ověřit v původním grafu na Obr. 47.

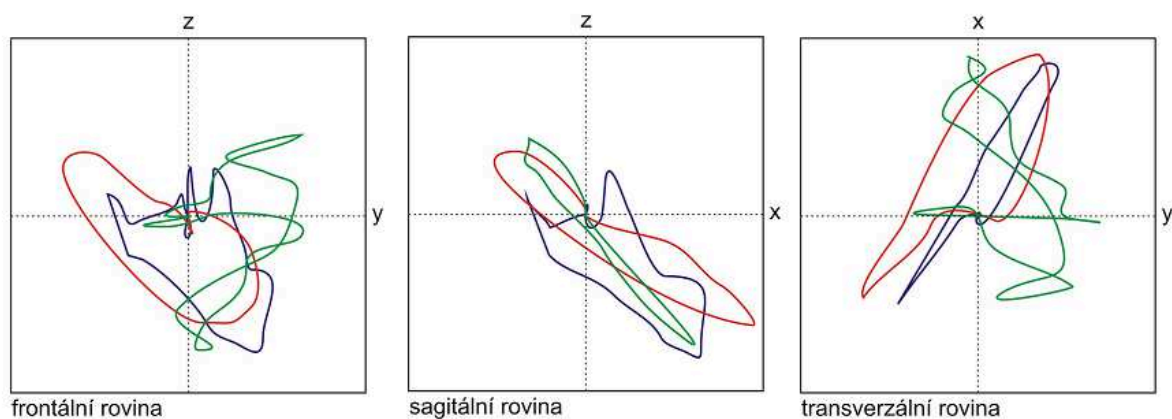
Ve všech smyčkách byl měřen maximální vektor QRS komplexu a vypočítán posun a určen jeho směr, veškeré hodnoty jsou zaznamenány do tabulky č. 2.



Obr. 58 Srovnání VKG smyček elektrody F posunu 1 cm nahoru a dolů

7.2.2 Posun 2 cm nahoru a dolů

Při posunech elektrody F o 2 cm nahoru a dolů smyčka podléhá značné deformaci jak tvarově, tak velikostně. Elektroda F je elektrodou, která je umístěna nejdál srdci, proto z teoretického hlediska by posuny neměly být tak markantní. Ovšem z důvodu omezených dispozičních možností na noze je pravděpodobné, že tyto značné tvarové odlišnosti jsou způsobeny přiložením elektrody na kost a nezabezpečením vhodného styku elektrody s pokožkou pro kvalitní vyhodnocení záznamu.



Obr. 59 Srovnání VKG smyček elektrody F posunu 2 cm nahoru a dolů

Z následující tabulky pro hodnocení posunů elektrody F, umístěné na noze pacienta vyplývá největší odchylka ve frontální rovině při posunu 1 cm dolů a 2 cm dolů, tyto posuny byly ve směru hodinových ručiček. U 1 cm nahoru nedošlo k žádné změně směru maximálního vektoru QRS komplexu a u posunu 2 cm nahoru byla změna velice malá proti směru hodinových ručiček.

V sagitální rovině byly všechny výchylky vektoru po směru hodinových ručiček, největší změny byly u 2 cm v obou případech a nezanedbatelné změny také nastaly při posunu elektrod o 1 cm v obou směrech.

U transverzální roviny byla největší změna vektoru zaznamenána u posunu o 2 cm dolů a směřovala jako jediná proti směru hodinových ručiček, ostatní šly se směrem a velikosti také nebyly nezanedbatelné.

Elektroda F	FRONTÁLNÍ ROVINA		
	Maximální úhel QRS komplexu [°]	Posun [°]	Směr posunu
Správné umístění	-48		
1 cm nahoru	-48	0	
1cm dolů	-70	22	po směru HR
Správné umístění	-66		
2 cm nahoru	-63,5	2,5	proti směru HR
2 cm dolů	-84,5	18,5	po směru HR
Elektroda F	SAGITÁLNÍ ROVINA		
	Maximální úhel QRS komplexu [°]	Posun [°]	Směr posunu
Správné umístění	-41,5		
1 cm nahoru	-51,5	10	po směru HR
1cm dolů	-48	6,5	po směru HR
Správné umístění	-34		
2 cm nahoru	-53	19	po směru HR
2 cm dolů	-50	16	po směru HR
Elektroda F	TRANSVERZÁLNÍ ROVINA		
	Maximální úhel QRS komplexu [°]	Posun [°]	Směr posunu
Správné umístění	69		
1 cm nahoru	59	10	po směru HR
1cm dolů	65	4	po směru HR
Správné umístění	70		
2 cm nahoru	62	8	po směru HR
2 cm dolů	93	13	proti směru HR

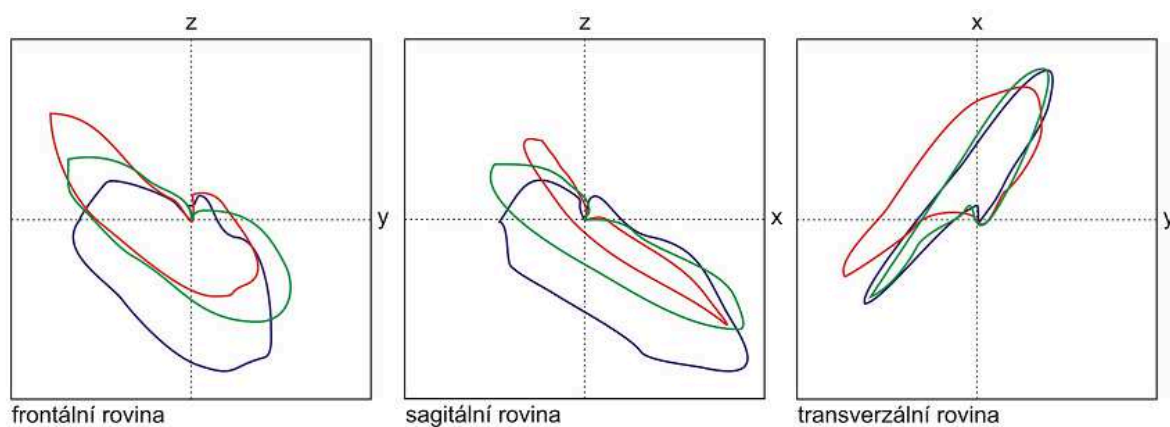
Tab. 2 Srovnání maximálních úhlů QRS komplexu, posunu a směru posunu ve všech rovinách pro elektrodu F

7.3 Rovina C, A, I, E, M

7.3.1 Posun 1 cm nahoru a dolů

Z grafů posunu celé roviny o 1 cm vyplývá, že větší změny nastaly při posunech nahoru než dolů a to je hodnotitelné převážně ve frontální a sagitální rovině. U transversální roviny můžeme posuny jak nahoru, tak i dolů hodnotit stejně.

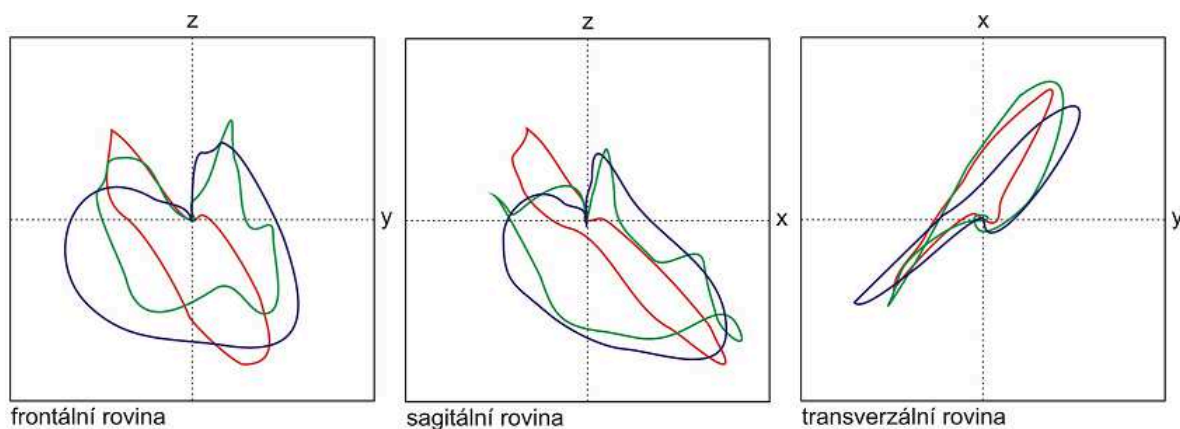
Maximální vektor QRS komplexu, posun a také směr posunu jsou opět zaznamenány v tabulce na konci kapitoly.



Obr. 60 Srovnání VKG smyček horizontální roviny posunu 1 cm nahoru a dolů

7.3.2 Posun 2 cm nahoru a dolů

U posunu o 2 cm jsou patrné viditelné deformace smyček ve frontální a sagitální rovině.



Obr. 61 Srovnání VKG smyček horizontální roviny posunu 2 cm nahoru a dolů

Rovina C, A, I, E, M	FRONTÁLNÍ ROVINA		
	Maximální úhel QRS komplexu [°]	Posun [°]	Směr posunu
Správné umístění	-60		
1 cm nahoru	-60	0	
1cm dolů	-45	15	proti směru HR
Správné umístění	-66		
2 cm nahoru	-55	11	proti směru HR
2 cm dolů	-47	19	proti směru HR
Rovina C, A, I, E, M	SAGITÁLNÍ ROVINA		
	Maximální úhel QRS komplexu [°]	Posun [°]	Směr posunu
Správné umístění	-36		
1 cm nahoru	-42	6	ve směru HR
1cm dolů	-33	3	proti směru
Správné umístění	-47		
2 cm nahoru	-43	4	proti směru HR
2 cm dolů	-37	10	proti směru HR
Rovina C, A, I, E, M			
	Maximální úhel QRS komplexu [°]	Posun [°]	Směr posunu
Správné umístění	67		
1 cm nahoru	67	0	
1cm dolů	65	2	ve směru HR
Správné umístění	62,5		
2 cm nahoru	50	12,5	ve směru HR
2 cm dolů	60	2,5	ve směru HR

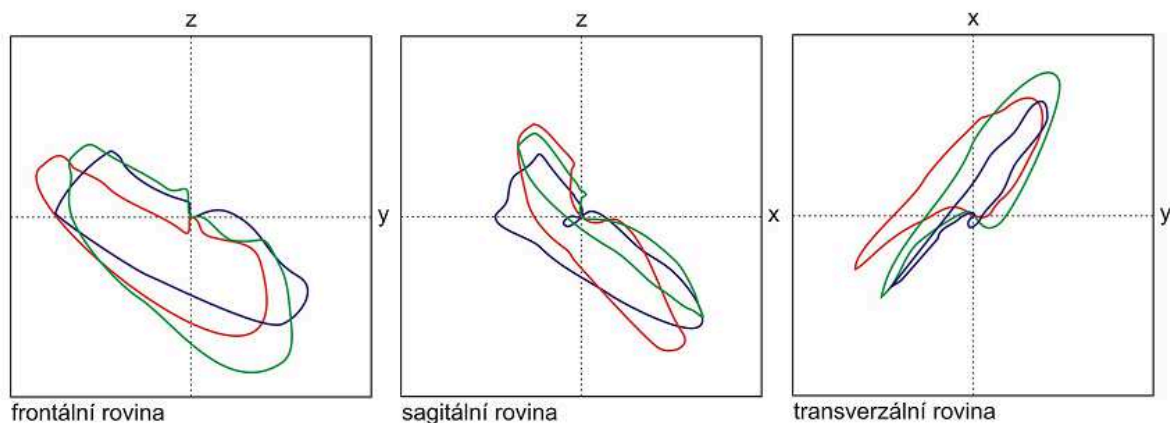
Tab. 3 Srovnání maximálních úhlů QRS komplexu, posunu a směru posunu ve všech rovinách pro horizontální rovinu

Posun celé horizontální roviny byl nejvíc ovlivněn při nesprávném umístění všech elektrod o 2 cm dolů a to ve frontální a sagitální rovině, směr posunu vektoru byl zaznamenán proti směru hodinových ručiček. Zatím co v transverzální rovině byly největší změny zaznamenány při posunu celé roviny o 2 cm nahoru a vektor byl vychýlen ve směru hodinových ručiček. Žádná změna maximálního vektoru QRS komplexu byla zaznamenána u posunu celé roviny o 1 cm nahoru ve frontální a transverzální rovině.

7.4 Elektroda C

7.4.1 Posun 1 cm nahoru a dolů

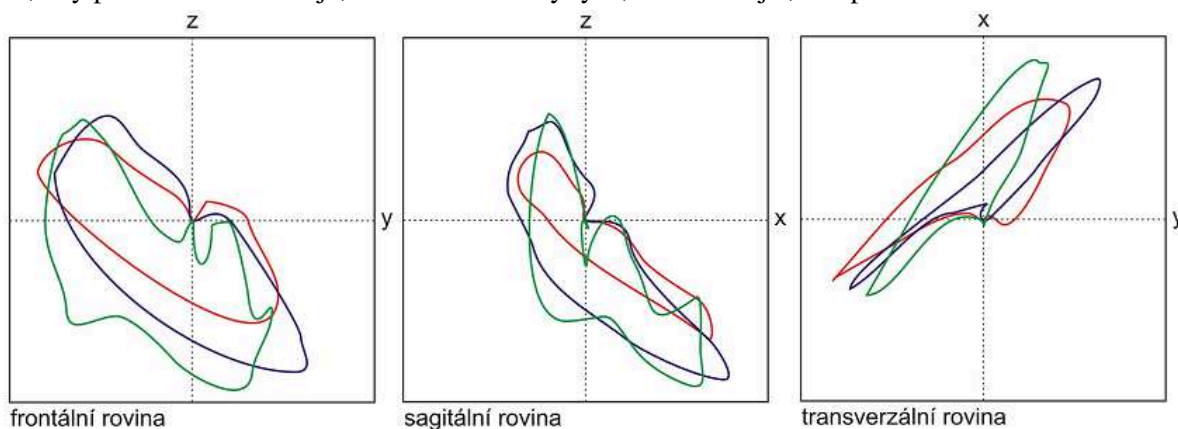
Posun elektrody C o 1 cm nahoru, stejně jako u celé horizontální roviny, vykazuje větší změny než posun této elektrody o 1 cm dolů, co se týče tvaru a velikosti VKG smyčky a to jednak ve frontální a sagitální rovině, ale také v rovině transverzální.



Obr. 62 Srovnání VKG smyček elektrody C posunu 1 cm nahoru a dolů

7.4.2 Posun 2 cm nahoru a dolů

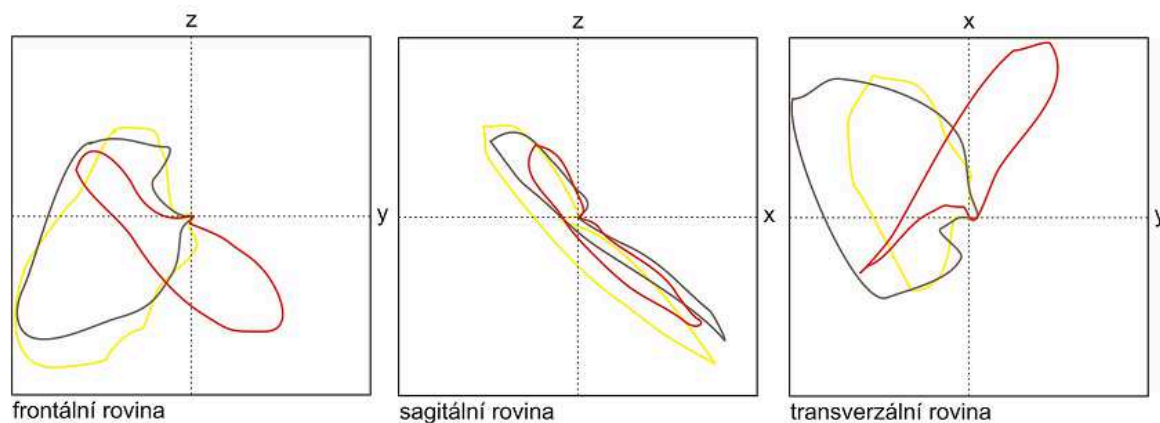
Posuny o 2 cm v obou směrech opět podléhají větší deformaci smyček, kde nyní pozorujeme jev, kdy posun o 2 cm dolů je, co se tvaru křivky týče, markantnější, než posun o 2 cm nahoru.



Obr. 63 Srovnání VKG smyček elektrody C posunu 2 cm nahoru a dolů

7.4.3 Posun 15° vlevo a vpravo

Posun elektrody C o 15° vlevo a vpravo od jejího správného umístění je nejpodstatnější ve frontální a transverzální rovině. Z teoretického hlediska, vzhledem k blízkosti srdce, se u této elektrody očekávala největší závislost na nesprávném umístění elektrody a to se měřením také potvrdilo.



Obr. 64 Srovnání VKG smyček elektrody C posunu 15° vlevo a vpravo

Elektroda C, nejblíže srdci, zaznamenala největší výchylku maximálního vektoru QRS komplexu ve frontální a transverzální rovině a to při posunu této elektrody o 15° doleva i doprava. Kdy ve frontální rovině došlo k velké změně ve směru hodinových ručiček a u transverzální roviny naopak proti směru HR. Posun elektrody C o 15° doleva i doprava má nejmenší význam v sagitální rovině, oproti ostatním zanedbatelný.

Ve frontální rovině byla zaznamenána výchylka proti směru HR u posunu o 1 cm nahoru a dolů a u posunu 2 cm nahoru a dolů byla výchylka vektoru již se směrem.

V sagitální rovině došlo k největším výchylkám u 1 cm nahoru a dolů a obě byly proti směru HR.

Elektroda C	FRONTÁLNÍ ROVINA		
	Maximální úhel QRS komplexu [°]	Posun [°]	Směr posunu
Správné umístění	-62		
1 cm nahoru	-39	23	proti směru HR
1cm dolů	-56	6	proti směru HR
Správné umístění	-48		
2 cm nahoru	-53	5	ve směru
2 cm dolů	-73	25	ve směru
Správné umístění	-51		
15° vpravo	-144	93	ve směru
15° vlevo	-133	82	ve směru
Elektroda C	SAGITÁLNÍ ROVINA		
	Maximální úhel QRS komplexu [°]	Posun [°]	Směr posunu
Správné umístění	-55		
1 cm nahoru	-41	14	proti směru HR
1cm dolů	-37	18	proti směru HR
Správné umístění	-43		
2 cm nahoru	-48	5	ve směru HR
2 cm dolů	-56	13	ve směru HR
Správné umístění	-42		
15° vpravo	-39	3	proti směru HR
15° vlevo	-47	5	ve směru HR
Elektroda C	TRANSVERZÁLNÍ ROVINA		
	Maximální úhel QRS komplexu [°]	Posun [°]	Směr posunu
Správné umístění	65		
1 cm nahoru	56	9	ve směru HR
1cm dolů	61	4	ve směru HR
Správné umístění	55		
2 cm nahoru	51	4	ve směru HR
2 cm dolů	71	16	proti směru HR
Správné umístění	65		
15° vpravo	145	80	proti směru HR
15° vlevo	123	58	proti směru HR

Tab. 4 Srovnání maximálních úhlů QRS komplexu, posunu a směru posunu ve všech rovinách pro elektrodu C

Závěr

Cílem diplomové práce bylo vypracovat analýzu vlivů umístění elektrod při měření elektrické aktivity srdce pomocí vektorů a vyhodnotit tyto změny v předem definovaných posunech na reálných záznamech.

Měřenou osobou byl muž ve věku 28 let, výška 178 cm, váha 82 kg, BMI 25,88, bez zdravotních komplikací, nekuřák, sportovec. Snímání bylo prováděno ve stoje z důvodu zamezení dotyků elektrod s okolními předměty a zabezpečení co nejlepších výstupních signálů.

Bylo naměřeno 12 ortogoláních svodů podle Franka, z nichž byly využity pouze svody liché, kde I. svod charakterizoval rozdíl potenciálů mezi $x+$ a $x-$ v matici se správně umístěnými elektrodami, III. svod charakterizoval rozdíl potenciálů y a V . svod rozdíl potenciálů z . U VII., IX a XI. svodu se jednalo o stejné výstupy (x , y , z), ovšem matice byla s vychýlenými elektrodami. Tyto výstupy byly zaznamenány a upraveny pro nahrání do programové aplikace ekg1vkg v programu MATLAB, vykresleny a transformovány do vektorkardiografických smyček. Tyto smyčky byly vzájemně graficky porovnány a byly vyhodnoceny změny posunů elektrod.

Očekávalo se, že největší změnou bude podléhat elektroda C, která je umístěna nejblíže srdci, a proto je nejnáchylnější na změnu vektoru. Toto očekávání se také potvrdilo, nejvíce při posunu o 15° doleva i doprava a to převážně ve frontální a sagitální rovině. Dá se vyhodnotit také jistá lineární závislost na vzdálenosti posunu od původní polohy. Bylo prokázáno, že pokud byly elektrody umístěny v posunu 2 cm nahoru, dolů, doleva, doprava, vznikala větší deformace vektorkardiografické smyčky. Byl také pozorován jev, kdy u elektrody F, umístěné na noze pacienta docházelo při posunu o 2 cm k razantním změnám křivky, což vzhledem k vzdálenosti elektrody od srdce bylo neočekávané. Vzhledem k tomu, že bylo při měření zabezpečeno co nejmenší rušení, nepřikládala bych chybu tomuto parametru, ale vzhledem k dispozičním možnostem na noze pacienta je pravděpodobnější, že byla elektroda přiložena přímo na kloub či kost.

Výsledky této práce mohou být přínosem pro další výzkumy nebo mohou mít klinické uplatnění.

Literatura

- [1] ČIHÁK, R. *ANATOMIE 3*, 2.vydání; Praha 7: Grada Publishing a.s., 2004 – 692s. ISBN 80-247-1132-X.
- [2] PENHAKER, M. a kol. *Lékařské diagnostické přístroje*, 1. vydání; Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004 – 320s. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] KHAN, M. G. *EKG a jeho hodnocení*, 1. vydání; Praha 7: Grada Publishing a.s., 2005 – 348s. ISBN 80-247-0910-4.
- [4] THALER, M. S. *EKG a jeho klinické využití*, 1. vydání; Praha 7: Grada Publishing a.s., 2013 – 320s. ISBN 978-80-247-4193-2.
- [5] SOVA, J. *EKG a jiné grafické metody v kardiologické praxi*. 1. vydání; Praha 1: Avicenum, 1975 – 304s. ISBN 08-014-75.
- [6] *Complexes and Intervals As Related To The Ventricles*. XUZHOU LIHUA ELECTRONIC TECHNOLOGY DEVELOPMENT CO.
URL:< <http://www.lhspzz.org/e-cp8-add2.htm> >
[cit. 2012-12-28].
- [7] *Poruchy srdečního rytmu*. WikiSkripta
URL:< http://www.wikiskripta.eu/index.php/Poruchy_srde%C4%8Dn%C3%ADho_rytmu >
[cit. 2012-12-29].
- [8] *Poruchy vedení vzruchu*. EKG kvalitně
< <http://ekg.kvalitne.cz/vedeni.htm> >
[cit. 2012-12-29].
- [9] *Srdce*. WikiSkripta
< <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Srdce> >
[cit. 2013-1-5].
- [10] KOLÁTEK, J. *Generátor patologických EKG křivek pro potřeby simulačních modelů: Diplomová práce*. Praha: České Vysoké Učení Technické, 2010.
- [11] *Kardioida*. Wikipedie
< <http://cs.wikipedia.org/wiki/Kardioida> >
[cit. 2013-1-14].
- [12] MALMIVUO, J. *The SVEC III Vectorcardiographic Lead System*. IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE, 2004.
- [13] MALMIVUO, J., PLONSEY, R. *Bioelectromagnetism* [online]. New York: OXFORD UNIVERSITY PRESS, 1995
< <http://www.bem.fi/book/00/tx.htm> >
[cit. 2013-1-14].
- [14] RUTTKAY-NEDECKÝ, I. *Elektrické pole srdce*. 1. vydání; Bratislava: VEDA, 1983 – 264s. ISBN 71-073-82.
- [15] TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. 4. vydání; Praha: Grada Publishing, a.s., 2003 – 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [16] RIERA, A. R. P. *Significance of Vectorcardiogram in the Cardiological Diagnosis of the 21st Century*. CLINICAL CARDIOLOGY, 2007
< <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/clc.14/pdf> >
[cit. 2014-03-16].
- [17] *Produktový katalog přístrojové techniky*. EKONA.
< <http://ekona.eu/katalog.pdf> >
[cit. 2014-03-16].

- [18] *iE 15 Digital 15-channel ECG*. Biocare.
< <http://www.biocare.com.cn/en/products.asp?sortid=24&id=631> >
[cit. 2014-03-16].
- [19] *Digital electrocardiograph (15 channels) IE15*. SonoScape.
< <http://www.medicalexpo.com/prod/sonoscape-company/digital-electrocardiographs-15-channels-70134-596575.html> >
[cit. 2014-03-16].
- [20] *ECG 1230 (15 channel Version)*. Biocare.
< <http://www.biocare.com.cn/en/products.asp?sortid=24&id=631> >
[cit. 2014-03-16].
- [21] *MAC 5500 HD*. GE HealthCare
<http://www3.gehealthcare.com/en/Products/Categories/Diagnostic_ECG/Resting/MAC_5500_HD>
[cit. 2014-03-16].
- [22] SEDLÁŘ, M. *Vektorkardiografie pro dlouhodobé záznamy: Diplomová práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2010.
- [23] SZPYRC, B. *Měření parametrů kardiovaskulárního systému: Bakalářská práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2008.
- [24] PROCHÁZKA, Aleš a Eva HOŠŤÁLKOVÁ. *Zpracování biomedicínských signálů a obrazů pomocí wavelet transformace*. Automatizace. červen 2007, roč. 50, č. 6, s. 397–401. ISSN 0005-125X.